

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

AI

(11)Publication number : 2002-204784

(43)Date of publication of application : 23.07.2002

(51)Int.Cl.

A61B 3/10

(21)Application number : 2000-351796

(71)Applicant : TOPCON CORP

(22)Date of filing : 17.11.2000

(72)Inventor : HIROHARA YOKO
MIHASHI TOSHIBUMI
MAEDA NAOYUKI

(30)Priority

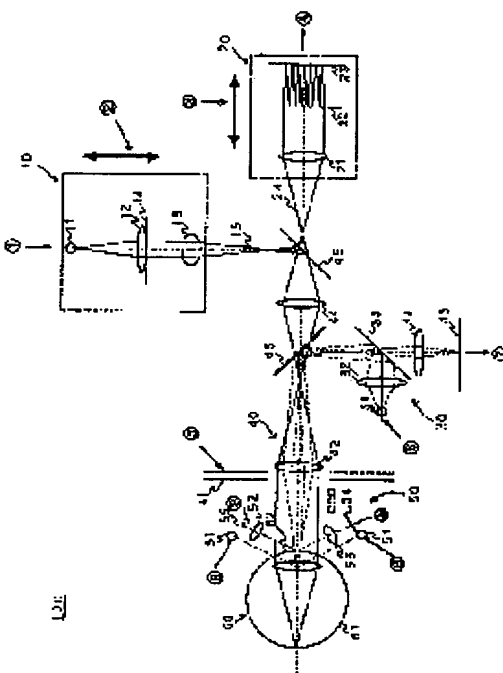
Priority number : 2000318559 Priority date : 18.10.2000 Priority country : JP

(54) OPTICAL CHARACTERISTIC MEASURING SYSTEM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To together or selectively display image data and/or numeric value data corresponding to measured data, and a measured result obtained under a plurality of conditions.

SOLUTION: An optical characteristic measuring system 100 is an apparatus for measuring and displaying optical characteristics of an eye 60 to be measured. A first illuminating optical system 10 has a first light source 11 for irradiating a luminous flux of a prescribed pattern in the eye 60. A first photodetecting optical system 20 has a first photodetector 23 for photodetecting a reflected light from the eye 60. A transmitting/receiving light optical system 30 has a second photodetector 35 for alignment regulating and photodetecting the reflected light from the eye 60. A common optical system 40 is arranged on an optical axis of the system 10 and commonly included in the systems 10, 20 and 30. A regulating optical system 50 is mainly regulating an operating distance. An arithmetic unit calculates a measured result based on photodetected signals from the photodetectors 23 and 35. A display unit graphically displays the measured data and the measured result.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2002-204784
(P2002-204784A)

(43)公開日 平成14年7月23日(2002.7.23)

(51)Int.Cl.⁷

A 6 1 B 3/10

識別記号

F I

A 6 1 B 3/10

テマコート* (参考)

M

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 37 頁)

(21)出願番号 特願2000-351796(P2000-351796)

(22)出願日 平成12年11月17日(2000.11.17)

(31)優先権主張番号 特願2000-318559(P2000-318559)

(32)優先日 平成12年10月18日(2000.10.18)

(33)優先権主張国 日本 (J P)

(71)出願人 000220343

株式会社トプコン

東京都板橋区蓮沼町75番1号

(72)発明者 広原 陽子

東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内

(72)発明者 三橋 俊文

東京都板橋区蓮沼町75番1号 株式会社ト
プコン内

(72)発明者 前田 直之

大阪府吹田市山田丘2-2 大阪大学医学
部眼科内

(74)代理人 100107010

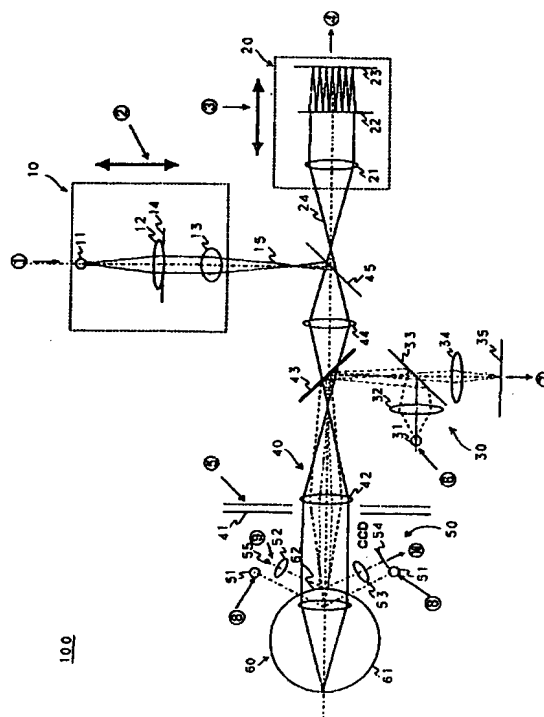
弁理士 橋爪 健

(54)【発明の名称】 光学特性測定装置

(57)【要約】 (修正有)

【課題】 複数の条件下で求めた測定データ、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的に表示する。

【解決手段】 光学特性測定装置100は、被測定眼60の光学特性を測定・表示する装置である。第1照明光学系10は、被測定眼60に所定パターンの光束を照射する第1光源部11を含む。第1受光光学系20は、被測定眼60からの反射光を受光する第1受光部23を含む。送受光光学系30は、アライメント調整を行い、被測定眼60からの反射光を受光する第2受光部35を含む。共通光学系40は、第1照明光学系10の光軸上に配され、第1照明光学系10、第1受光光学系20及び送受光光学系30に共通に含まれる。調整用光学系50は、作動距離調整を主に行う。演算部は、第1受光部23及び第2受光部35からの受光信号に基づき、測定結果の演算を行う。表示部は、測定データと測定結果とをグラフィック表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】被測定眼に所定パターンの光束を照射する光源部を含む照射光学系と、

被測定眼からの反射光を受光する受光部を含む受光光学系と、

上記受光部からの測定データを示す受光信号に基づき、測定データとして屈折力又はパワーの形式で被測定眼の光学特性を演算する演算部と、

上記演算部により得られた測定データに応じて、光学屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示する表示部とを備えた光学特性測定装置。

【請求項2】上記照射光学系は、被測定眼の眼底に所定パターンとして略点光源を形成し、

上記受光光学系は、被測定眼からの反射光を複数の光束に分割するハルトマン板を含み、

上記受光部からの受光信号は、ハルトマン像に対応し、

上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示するようにした請求項1に記載の光学特性測定装置。

【請求項3】上記照明光学系は、被測定眼角膜に対して異なる径のリング状光束を照射し、

上記受光光学系は、被測定眼角膜からの反射光を受光し、

上記受光部からの受光信号は、ブラチドリング像を示し、

上記表示部は、被測定眼角膜の屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示するようにした請求項1又は2に記載の光学特性測定装置。

【請求項4】上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーマップと、被測定眼角膜の屈折力分布又はパワーマップとを、同一画面でグラフィック表示するようにした請求項3に記載の光学特性測定装置。

【請求項5】上記表示部は、グラフィック表示された、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワーマップと、被測定眼角膜の屈折力分布又はパワーマップとを、同一画面で切換えて表示するようにした請求項3に記載の光学特性測定装置。

【請求項6】上記演算部は、さらに測定データとして収差形式で眼の光学特性を演算し、

上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布又はパワー形式と、収差形式とで表示するようにした請求項1乃至5のいずれかに記載の光学特性測定装置。

【請求項7】上記演算部は、さらに測定データとして収差形式で眼の光学特性を演算し、

上記表示部は、被測定眼の眼球の屈折力分布マップ又はパワーマップ形式と、収差マップ形式でグラフィック表示するようにした請求項1乃至6のいずれかに記載の光学特性測定装置。

【請求項8】上記複数の屈折力分布又はパワー形式は、角膜のパワー形式であって、角膜のアキシャルパワー

マップ、インスタンテニアスパワーマップ、レフラクティブパワーマップのいずれかであることを特徴とする請求項7に記載の光学特性測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、光学特性測定装置に係り、特に、複数の条件下での測定による各種データをグラフィック表示する光学特性測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】近年、医学用に用いられる光学機器は、極めて多種多様な広がりを見せている。この光学機器は、特に、眼科では、眼の屈折力、調節等の眼機能、眼球内部の検査を行う光学特性測定装置として普及している。また、これらの各種検査の測定結果は、例えば、検査対象となる患者の被測定眼がどのような測定条件下に置かれていたかが重要となる。例えば、眼の瞳孔は、明るい所では小さく、暗い所では大きくなるため、測定条件として、照度も考慮する必要がある、さらに、被測定眼の測定範囲も重要である。

【0003】また、眼に含まれる網膜、角膜、それ以外の部位の形状は、患者によってそれぞれ特有なものである場合が多く、眼科医等が患者の被測定眼に対する診断等を迅速に行うためには、被測定眼の各部位に関する収差等の各種データを、まとめて、又は、所望のデータを選択して表示することが望ましい。これにより、眼科医等は、各種診断（所見）を患者に対してわかり易く説明することもできる。

【0004】また、この各種データは、眼の光学特性に相当し、例えば、数値データとイメージデータ（グラフィックデータ）とに区分すると共に、これらの数値データとグラフィックデータとに対して、光学機器の撮像手段（例えば、CCD）によって撮影された各種画像を処理又は合成して視覚的に見易い状態にすることが必要である。さらに、各種データの測定結果、測定データ、測定結果に対応する数値データは、複数の条件下で表示が行われる必要がある。

【0005】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、従来の光学特性測定装置では、測定データ（測定結果）及び測定結果に対応する画像データや数値データ等、複数の条件下で求められた各種データを、まとめて表示し、又は、選択的にそれぞれ表示し、視覚的に見易くすることは困難である場合が想定される。

【0006】本発明は、以上の点に鑑み、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的に表示する光学特性測定装置を提供することを目的とする。また、本発明は、被測定眼の全体、角膜、眼内等に対して、測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又

は、選択的にグラフィック表示等を用いて表示する光学特性測定装置を提供することを目的とする。

【0007】

【課題を解決するための手段】本発明の解決手段によると、被測定眼に所定パターンの光束を照射する光源部を含む照射光学系と、被測定眼からの反射光を受光する受光部を含む受光光学系と、上記受光部からの測定データを示す受光信号に基づき、測定データとして屈折力又はパワーの形式で被測定眼の光学特性を演算する演算部と、上記演算部により得られた測定データに応じて、光学屈折力分布又はパワーマップをグラフィック表示する表示部とを備えた光学特性測定装置を提供する。

【0008】

【発明の実施の形態】以下、図面を用いて本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本発明に関する光学特性測定装置100の概略光学系を示す図である。光学特性測定装置100は、例えば、対象物である被測定眼60の光学特性を測定する装置であって、第1照明光学系10と、第1受光光学系20と、送受光光学系30と、共通光学系40と、調整用光学系50とを備える。なお、被測定眼60については、図中、網膜61、角膜62が示されている。第1照明光学系10は、例えば、第1波長の光束を発するための第1光源部11と、集光レンズ12とを備え、第1光源部11からの光束で被測定眼60の網膜（眼底）61上の微小な領域を、その照明条件を適宜設定できるように照明するためのものである。なお、ここでは、一例として、第1光源部11から発せられる照明用の光束の第1波長は、赤外域の波長（例えば、780nm）である。

【0009】また、第1光源部11は、空間コヒーレンスが大きく、時間コヒーレンスが小さいものが望ましい。ここでは、第1光源部11は、例えば、スーパーミネッセンスダイオード（SLD）であって、輝度の高い点光源を得ることができる。なお、第1光源部11は、SLDに限られるものではなく、例えば、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが大いレーザー等であっても、回転拡散板等を挿入し、適度に時間コヒーレンスを下げることで、利用することができる。さらに、空間コヒーレンス、時間コヒーレンスが小さいLEDであっても、光量さえ十分であれば、例えば、光路の光源の位置にピンホール等を挿入することで、利用することができる。

【0010】第1受光光学系20は、例えば、コリメートレンズ21と、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる光束（第1光束）の一部を、少なくとも17本のビームに変換する変換部材であるハルトマン板22と、このハルトマン板22で変換された複数のビームを受光するための第1受光部23とを備え、第1光束を第1受光部23に導くためのものである。また、ここでは、第1受光部23は、リードアウトノイズの少ないCCD

が採用されているが、CCDとしては、例えば、一般的な低ノイズタイプ、測定用の2000*2000素子の冷却CCD等、適宜のタイプのものを適用することができる。

【0011】送受光光学系30は、例えば、後述するアライメント調整を主に行うものであって、第2波長の光束を発するための第2光源部31と、集光レンズ32、34と、ビームスプリッター33と、第2受光部35とを備え、被測定眼60の角膜62から反射して戻ってくる光束（第2光束）を、第2受光部に導くためのものであって、主にアライメント調整を行う。また、第2光源部31から発せられる光束の第2波長は、例えば、第1波長（ここでは、780nm）と異なると共に、長い波長を選択できる（例えば、940nm）。

【0012】共通光学系40は、第1照明光学系10から発せられる光束の光軸上に配され、第1照明光学系10、第1受光光学系20及び送受光光学系30に共通に含まれ得るものであり、例えば、ブラチドリング41と、アフォーカルレンズ42と、ビームスプリッター43、45と、集光レンズ44とを備える。ブラチドリング41は、後述するアライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯からなるパターンの指標を投影する。また、ビームスプリッター43は、第2光源部31の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の角膜62から反射して戻ってくる第2光束を反射し、一方、第1光源部11の波長を透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。ビームスプリッター45は、第1光源部11の波長を被測定眼60に送光（反射）し、被測定眼60の網膜61から反射して戻ってくる第1光束を、透過するようなミラー（例えば、ダイクロミックミラー）で形成される。このビームスプリッター43、45によって、第1及び2光束が、互いに他方の光学系に入りノイズとなることがない。

【0013】調整用光学系50は、例えば、後述する作動距離調整を主に行うものであって、第3光源部51と、第4光源部55と、集光レンズ52、53と、第3受光部54を備え、主に作動距離調整を行うものである。ここで、アライメント調整について説明する。アライメント調整は、主に、送受光光学系30により実施される。

【0014】まず、第2光源部31からの光束は、集光レンズ32、ビームスプリッター33、43、アフォーカルレンズ42を介して、対象物である被測定眼60を略平行な光束で照明する。被測定眼60の角膜62で反射した反射光束は、あたかも角膜62の曲率半径の1/2の点から射出したような発散光束として射出される。この発散光束は、アフォーカルレンズ42、ビームスプリッター43、33及び集光レンズ34を介して、第2受光部35にスポット像として受光される。

【0015】ここで、この第2受光部35上のスポット

像が光軸上から外れている場合、光学特性測定装置 100 本体を、上下左右に移動調整し、スポット像を光軸上と一致させる。このように、スポット像が光軸上と一致すると、アライメント調整は完了する。なお、アライメント調整は、被測定眼 60 の角膜 62 を第 3 光源部 51 により照明し、この照明により得られた被測定眼 60 の像が第 2 受光部 35 上に形成されるので、この像を利用して瞳中心が光軸と一致するようにしてもよい。

【0016】つぎに、作動距離調整について説明する。作動距離調整は、主に、調整用光学系 50 により実施される。まず、作動距離調整は、例えば、第 4 光源部 55 から射出された光軸付近の平行な光束を、被測定眼 60 に向けて照射すると共に、この被測定眼 60 から反射された光を、集光レンズ 52、53 を介して第 3 受光部 54 で受光することにより行われる。また、被測定眼 60 が適正な作動距離にある場合、第 3 受光部 54 の光軸上に、第 4 光源部 55 からのスポット像が形成される。一方、被測定眼 60 が適正な作動距離から前後に外れた場合、第 4 光源部 55 からのスポット像は、第 3 受光部 54 の光軸より上又は下に形成される。なお、第 3 受光部 54 は、第 4 光源部 55、光軸、第 3 受光部 54 を含む面内での光束位置の変化を検出できればいいので、例えば、この面内に配された 1 次元 CCD、ポジションセンシングデバイス (PSD) 等を適用できる。

【0017】つぎに、第 1 照明光学系 10 と第 1 受光光学系 20 との位置関係を概略的に説明する。第 1 受光光学系 20 には、ビームスプリッター 45 が挿入されており、このビームスプリッター 45 によって、第 1 照明光学系 10 からの光は、被測定眼 60 に送光されると共に、被測定眼 60 からの反射光は、透過される。第 1 受光光学系 20 に含まれる第 1 受光部 23 は、変換部材であるハルトマン板 22 を通過した光を受光し、受光信号を生成する。

【0018】また、第 1 光源部 11 と被測定眼 60 の網膜 61 とは、共役な関係を形成している。被測定眼 60 の網膜 61 と第 1 受光部 23 とは、共役である。また、ハルトマン板 22 と被測定眼 60 の瞳孔とは、共役な関係を形成している。さらに、第 1 受光光学系 20 は、被測定眼 60 の前眼部である角膜 62、及び瞳孔と、ハルトマン板 22 と略共役な関係を形成している。すなわち、アフォーカルレンズ 42 の前側焦点は、被測定眼 60 の前眼部である角膜 62 及び瞳孔と略一致している。

【0019】また、第 1 照明光学系 10 と第 1 受光光学系 20 は、第 1 光源部 11 からの光束が、集光する点で反射されたとして、第 1 受光部 23 での反射光による信号ピークが最大となるように、連動して移動する。具体的には、第 1 照明光学系 10 と第 1 受光光学系 20 は、第 1 受光部 23 での信号ピークが大きくなる方向に移動し、信号ピークが最大となる位置で停止する。これにより、第 1 光源部 11 からの光束は、被測定眼の網膜 61 上で

集光する。

【0020】また、レンズ 12 は、光源 11 の拡散光を平行光に変換する。絞り 14 は、眼の瞳、あるいはハルトマンプレート 21 と光学的に共役の位置にある。絞り 14 は、径がハルトマンプレート 21 の有効範囲より小さく、いわゆるシングルパスの収差計測 (受光側だけに目の収差が影響する方法) が成り立つ様になっている。レンズ 13 は、上記を満たすために、実光線の眼底共役点を前側焦点位置に、さらに、眼の瞳との共役関係を満たすために、後側焦点位置が絞り 14 と一致するように配置されている。

【0021】また、光線 15 は、光線 24 とビームスプリッター 45 で共通光路になった後は、近軸的には、光線 24 と同じ進み方をする。但し、シングルパス測定の場合は、それぞれの光線の径は違い、光線 15 のビーム径は、光線 24 に比べ、かなり細く設定される。具体的には、光線 15 のビーム径は、例えば、眼の瞳位置で 1 mm 程度、光線 24 のビーム径は、7 mm 程度になることもある (なお、図中、光線 15 のビームスプリッター 45 から眼底 61 までは省略している)。

【0022】つぎに、変換部材であるハルトマン板 22 について説明する。第 1 受光光学系 20 に含まれるハルトマン板 22 は、反射光束を複数のビームに変換する波面変換部材である。ここでは、ハルトマン板 22 には、光軸と直交する面内に配された複数のマイクロフレネルレンズが適用されている。また、一般に、測定対象部 (被測定眼 60) について、被測定眼 60 の球面成分、3 次の非点収差、Zernike の 3 次と 4 次の高次収差までも測定するには、被測定眼 60 を介した少なくとも 17 本のビームで測定する必要がある。

【0023】また、マイクロフレネルレンズは、光学素子であって、例えば、波長ごとの高さピッチの輪帯と、集光点と平行な出射に最適化されたブレードとを備える。ここでのマイクロフレネルレンズは、例えば、半導体微細加工技術を応用した 8 レベルの光路長差を施したもので、高い集光率 (例えば、98%) を達成している。

【0024】また、被測定眼 60 の網膜 61 からの反射光は、アフォーカルレンズ 42、コリメートレンズ 21 を通過し、ハルトマン板 22 を介して、その 1 次光として第 1 受光部 23 上に集光する。また、ハルトマン板 22 は、少なくとも 17 の領域に区分された各領域ごとに、収束作用を行うマイクロレンズ部と、透過作用を行う開口部とを備えるようにしてもよい。したがって、ハルトマン板 22 は、反射光束を少なくとも 17 本以上のビームに変換する波面変換部材を備える。

【0025】図 2 は、本発明に関する光学特性測定装置 100 の電氣的構成を示す電気系ブロック図である。光学特性測定装置 100 に関する電気駆動系は、例えば、演算部 210 と、制御部 220 と、表示部 230 と、メ

7
メモリ240と、第1駆動部250及び第2駆動部260とを備える。演算部210は、第1受光部23から得られる受光信号④、第2受光部35から得られる受光信号⑦、第3受光部54から得られる受光信号(10)を入力すると共に、全波面収差、角膜波面収差、ゼルニケ係数、収差係数、Strehl比、白色光MTF、ランドルト環パターン等(詳細は後述する。)を演算し、この演算結果に応じた信号を、電気駆動系の全体の制御を行う制御部220と、表示部230(各種の表示例については、後述する。)と、メモリ240とにそれぞれ出力する。

【0026】制御部220は、演算部210からの制御信号に基づいて、第1光源部11の点灯、消灯を制御したり、第1駆動部250及び第2駆動部260を制御するものであり、例えば、演算部210での演算結果に応じた信号に基づいて、第1光源部11に対して信号①を出力し、ブラチドリリング41に対して信号⑤を出力し、第2光源部31に対して信号⑥を出力し、第3光源部51に対して信号⑧を出力し、第4光源部55に対して信号⑨を出力し、さらに、第1駆動部250及び第2駆動部260に対して信号を出力する。

【0027】第1駆動部250は、例えば、演算部に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1照明光学系10全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号②を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第1駆動部250は、第1照明光学系10の移動、調節を行うことができる。

【0028】第2駆動部260は、例えば、演算部に入力された第1受光部23からの受光信号④に基づいて、第1受光光学系20全体を光軸方向に移動させるものであり、図示しない適宜のレンズ移動手段に対して信号③を出力すると共に、このレンズ移動手段を駆動する。これにより、第2駆動部260は、第1受光光学系20の移動、調節を行うことができる。

【0029】図3は、本発明に関する光学特性測定装置100の動作を示すフローチャートである。なお、説明の便宜上、ここでのフローチャートの説明は、概略的なものとし、具体的な説明は後述する。まず、測定者により測定対象物である被測定眼60の測定が開始され、第1受光部23又は第2受光部35からの像(例えば、ハルトマン像、前眼部像)を取得する(S101)。つぎに、眼の収差測定に関しては、ステップS101でのハルトマン像に関する数値データである、ハルトマン板22と第1受光部23との距離及び、座標等に基づいて、ゼルニケ係数を算出し、角膜収差測定に関しては、ブラチドリリング像のゆがみによる変位量等に基づいてゼルニケ係数を算出する(S103)。このゼルニケ係数に基づいて、被測定眼60の波面または角膜収差を算出する(S105)。

【0030】つぎに、ステップS101~105から得られた各種データを、表示部230にどのように表示するか表示モード選択を行う(S107)。なお、この各種データは、複数の条件下で求めた測定データ(測定結果)、測定結果に対応する画像データ及び/又は数値データとして、まとめて、又は、選択的に表示部230にグラフィック表示することができる(詳細は、後述)。また、ステップS107で選択された表示モードに応じて、各種画像及び/又はデータを表示部230に表示する(S109)。

【0031】また、ステップS109での表示例とは別の表示例を、表示部230に表示させる場合、ステップS107で選択した表示モード選択を変更するために、再度、表示モード選択を行う(S111)。一方、ステップS107で選択した表示モード選択を変更しない場合、測定を終了するか否かを判定する(S113)。ステップS113で測定を終了しない場合には、再度、像の取得を行う。一方、測定を終了する場合には、測定を終了する。以下、上述の各ステップの処理について詳細に説明する。

【0032】(ステップS101について)

(表示部230に表示される被測定眼60の像について)この像は、例えば、ハルトマン板22上に開けられた開口部を通過したことにより得られる、いわゆるハルトマン像であると共に、撮像手段であるCCDを適用した第1受光部23によって撮像された生画像である。また、例えば、患者の被測定眼60に対して第1受光光学系20の調整が不足気味であれば、ハルトマン板22で変換された複数のビームは、概ね外側に広がる傾向にある(後述する表示例に含まれるハルトマン像上に示した矢印に対応)。

【0033】(ステップS103、105について)

(眼の収差マップ、角膜収差マップ、俯瞰図と、数値データである眼の収差表示部、角膜収差表示部とを、表示部230に表示する際、必要とされるゼルニケ係数について)ここで、一般に知られているゼルニケの多項式 Z_i (対象物で変化しない固定値であって、ここでは、既知である)を用いてゼルニケ係数 C_i を算出する方法について説明する。

【0034】まず、ゼルニケ係数 C_i は、被測定眼の光学特性を把握するための重要なパラメータである。このパラメータは、例えば、ハルトマン板22を介して第1受光部23で得られた光束の傾き角に基づいて、被測定眼60の光学特性を求める演算部210の動作原理となる。光学特性測定装置100は、被測定眼60の波面収差 $W(X, Y)$ とする)を測定する。このため、変換部材であるハルトマン板22の縦横の座標を (X, Y) とし、さらに、第1受光部23の縦横の座標を (x, y) とすると、一般に、以下の数式3で表される波面収差 $W(X, Y)$ は、同じく、以下の数式1及び数

式2の関係が成り立つ。すなわち、
【0035】

* 【数1】

*

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial X} = \frac{\Delta x}{f}$$

【0036】

※ ※ 【数2】

$$\frac{\partial W(X, Y)}{\partial Y} = \frac{\Delta y}{f}$$

【0037】ここで、f：ハルトマン板22と第1受光部23との距離である。

★ 【0038】

★ 【数3】

$$W(X, Y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^i c_{ij} Z_{ij}(X, Y)$$

【0039】また、数式3の両辺を、ハルトマン板22上の座標(X, Y)で偏微分することにより、ゼルニケ係数C_{ij}を得る。ここで、ゼルニケの多項式Z_{ij}は、

☆₁は、以下の数式4及び数式5で表され、具体的に図19、20に示される。
【数4】

$$Z_{nm} = R_n^{n-2m}(r) \left\{ \frac{\sin}{\cos} \right\} \left\{ (n-2m)\theta \right\}$$

$n-2m > 0$ のとき sin

$n-2m \leq 0$ のとき cos

【数5】

$$R_n^{n-2m}(r) = \sum_{s=0}^m (-1)^s \frac{(n-s)!}{s!(m-s)!(n-m-s)!} r^{n-2m}$$

また、ゼルニケ係数C_{ij}は、以下の数式6の自乗誤差を最小にすることにより、具体的な値を得ることができ

る。

【数6】

$$S(x) = \sum_{i=1}^{\text{data number}} \left[\left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial X} - \frac{\Delta x_i}{f} \right\}^2 + \left\{ \frac{\partial W(X_i, Y_i)}{\partial Y} - \frac{\Delta y_i}{f} \right\}^2 \right]$$

【0040】（ステップS107、109について）ここで、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データを、まとめて、又は、選択的に、表示部230上に表示する場合の表示例について説明する。まず、ステップS107による表示モード選択では、例えば、測定者が後述する第1～13の表示例のうち所望の表示例を選択することができる。なお、測定者は、第1～13の表示例に含まれる各要素を選択的に表示することもできる。ここで、説明の便宜上、第1～13の表示例に含まれる各*

*要素についてそれぞれ説明する。

【0041】（表示部230に表示される眼の収差表示部に含まれる収差係数について）被測定眼の収差成分を、例えば、収差係数（ここでは、単位： μm ）として数値化する場合、ゼルニケ係数（ $n=1, 2, 3, 4, 5, 6$ ）であるとき、収差係数のRMS値（平均2乗誤差）をそれぞれS1、S2、S3、S4、S5、S6とすると、

【0042】

【数7】

$$S3 = \frac{1}{2\sqrt{2}} \sqrt{C_{30}^2 + C_{31}^2 + C_{32}^2 + C_{33}^2}$$

$$S4 = \frac{1}{\sqrt{10}} \sqrt{C_{40}^2 + C_{41}^2 + 2C_{42}^2 + C_{43}^2 + C_{44}^2}$$

$$S5 = \frac{1}{2\sqrt{3}} \sqrt{C_{50}^2 + C_{51}^2 + C_{52}^2 + C_{53}^2 + C_{54}^2 + C_{55}^2}$$

$$S6 = \frac{1}{\sqrt{14}} \sqrt{C_{60}^2 + C_{61}^2 + C_{62}^2 + 2C_{63}^2 + C_{64}^2 + C_{65}^2 + C_{66}^2}$$

$$S1 = \frac{1}{2} \sqrt{C_{10}^2 + C_{11}^2}$$

$$S2 = \frac{1}{\sqrt{6}} \sqrt{C_{20}^2 + 2C_{21}^2 + C_{22}^2}$$

$$S(3+5) = \sqrt{S3^2 + S5^2}$$

$$S(4+6) = \sqrt{S4^2 + S6^2}$$

$$S(3+4+5+6) = \sqrt{S3^2 + S4^2 + S5^2 + S6^2}$$

【0043】となる。ここで、S1は、チルトを意味し、S3、S5、S(3+5)は、コマ様収差となり、同じく、S2、S4、S6、S(4+6)は、球面様収差となる。なお、通常、S2を除きS3以上の収差を高次収差と呼ぶ。つぎに、この高次収差の分類について説明する。高次収差は、例えば、ゼルニケ係数 C_i 中の $\sin(n\theta)$ 、 $\cos(n\theta)$ の n の値により分類される（ゼルニケ係数 C_i は、上述の数式3及び数式4に示すように、正弦及び余弦関数を含んでいる）。具体的には、 $n=0$ （fold）であれば、球面収差となり、 $n=1$ （fold）であれば、コマ収差となり、同じく、 $n=2$ （fold）であれば、非点収差となり、さらに、 $n=3$

（fold）であれば、矢状収差とそれぞれ分類される。また、対称収差（コマ様収差）は、4次収差+6次収差を意味し、同じく、非対称収差（球面様収差）は、3次収差+5次収差を意味する。なお、高次収差の次数は、必要に応じて決められるものであって、6次までに限らず、例えば、8次では3次+5次+7次がコマ様収差、4次+6次+8次が球面様収差をそれぞれ意味する。つぎに、ゼルニケ係数 C_i を用いて、上述の各収差を表現する場合について説明する。図18は、ゼルニケ係数 C_i による各収差の表現形式600を示す図である。各収差の表現形式600としては、例えば、各収差の名称、ゼルニケ収差係数、方向Ax（例えば、X軸から反

時計回り)、及び上述のRMSの平方にそれぞれ項目分けされる。また、各収差の表現形式600は、図示のように、3次球面収差を示す項目601、5次球面収差を示す項目602、7次球面収差を示す項目603、3次コマ収差を示す項目604、矢状収差を示す項目605、5次コマ収差を示す項目606、3次非点収差を示す項目607、及び5次非点収差を示す項目608を含む。なお、これらの各収差は、主に、後述する第5～8表示例において、眼及び角膜の収差表示として、一括、又は、選択的に表示部230上に表示される。つぎに、Power Map計算方法について説明する。まず、求められた波面収差 $W(X, Y)$ をパワー表示に変換する場合について説明する。なお、このパワー表示は、主に後述する第9～13表示例において示される。ここでは、対象とする波面の位置を X, Y で表示するものとし、光軸を含む断面において、その位置での波面の法線が光軸と交わる点と、その時に光軸上での波面の位置までの距離を L_r とする。このときのパワー P を $1/L_r + 1/L_{eye}$ とする。ここで、 L_{eye} は、眼の平均眼軸長(例えば0.017(m))である。また、波面の各位置 (r, t) でのパワー分布を $P(r, t)$ で表す。このパワー分布 $P(r, t)$ は、後述する眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power)に相当する。つぎに、上述の数式3での波面収差 $W(X, Y)$ をパワー分布 $P(r, t)$ に置き換えて、上述と同様の処理を行い、パワー分布に相当するゼルニケ係数 C_i を求める。なお、ここでは、ゼルニケ多項式 Z_i は、図1*

*9で示した極座標系のものを用いる。ここで、求めたゼルニケ係数を利用して、パワー分布に相当する球面収差、コマ収差、非点収差などの各収差を求める。また、パワー分布をゼルニケ多項式 Z_i に近似した場合、収差の種類は、下記のように分類して表示される。具体的には、0次では、平均パワー、 \sin 又は \cos が無い項では、球面収差、 $\sin(t)$ 又は $\cos(t)$ では、コマ収差、 $\sin(2t)$ 又は $\cos(2t)$ では、非点収差、 $\sin(3t)$ 又は $\cos(3t)$ では、矢状収差とそれぞれ分類される。つぎに、プラチドリングの角膜前面からの反射像から角膜前面のPower Mapを算出する。ここで、各リングの中心位置を検出する場合は、基準となる中心位置を決定する。例えば、最も内側のプラチドリング像の中心位置を求め、各リングに対応させる。最も内側のプラチドリング像の中心位置は、例えば、リングを楕円であると仮定し、リング上の各点を楕円等の式に最小2乗法により関数近似し、その時の中心を算出する。また、各リング上の各点の位置を検出する場合は、求められた各リングの中心位置から各リング上の各点の位置までの距離 r を算出する。つぎに、形状、Power算出について説明する。まず、面形状を距離 r においてあるモデルカーブ $f(r)$ と仮定し、断面形状を算出する。なお、モデルカーブは、例えば、非球面などが用いられる。このとき求められたリングの中心位置を原点とすると、

【数8】

$$f(r) = \frac{cr^2}{1 + \sqrt{1 - pc^2r^2}} + A_2r^2 + A_4r^4 + \dots$$

となる。ここで、 p :コーニク係数、 c :中心位置における曲率である。また、この式の1次微分は、

※【数9】

※

$$\frac{df(r)}{dr} = \frac{cr}{\sqrt{1 - pc^2r^2}} + 2A_2r + 4A_4r^3 + \dots$$

となる。図21(a)は、形状、power算出についての説明図(1)である。ここで、反射点における傾きは、例えば、 $df(r)/dr = \tan(1/2) = \tan \theta$ となり、各点での曲率半径に依存しない値となる。また、1次微分の式に $r, df(r)/dr$ を最小2乗法により関数近似し、各係数 A_2, A_4, \dots を求める。こうして $f(x)$ を決めることにより、断面上の各点における曲率半径 $R_1(r)$ を求めることができる。すなわち、

【数10】

$$R_i(r) = \frac{\left(1 + \{f'(r)\}^2\right)^{\frac{3}{2}}}{|f''(r)|}$$

となる。ここで、 $f'(r) = d(f(r))/dr$ 、 $f''(r) = d^2 f(r)/dr^2$ である。また、数式10より、Instantaneous Power P_i は、

$$P_i(r) = n-1/R_i(r)$$

となる。ここで、 n ：角膜屈折力である。また、このとき断面上の各点と、各点の法線と角膜光軸との交点までの距離 $R_i(r)$ は、

【数11】

$$R_o(r) = \sqrt{1 + \frac{1}{f'(r)^2}}$$

となる。また、数式11より、Axial Power $P_a(r)$ は、

$$P_a(r) = n-1/R_o(r)$$

により求められる。図21(b)は、形状、power算出についての説明図(2)である。ここで、断面上の各点に角膜光軸に平行な光線が入射してきたときスネルの法則によって、

$$\sin \theta = n \sin \alpha \rightarrow \alpha = \sin^{-1}(1/n \sin \theta) \quad (\theta=1/2)$$

となる。また、断面上の各点と、光線と角膜光軸との交点の距離のx成分(光軸方向)Qは、

$$Q = L/\tan U = \tan(\theta - \alpha)$$

となる。これにより、中心位置から光線と角膜光軸との交点間の距離 $R_r(r)$ は、

$$R_r(r) = f(r) + Q$$

により求められる。この $R_r(r)$ から、Refractive Power $P_r(r)$ は、

$$*P_r(r) = n/R_r(r)$$

となる。このように、これら3種類のパワーでは、1断面におけるパワーが求められている。動径 r の方位 t 、

10 全ての方位 t でのそれぞれのパワー $P(r, t)$ を求める。なお、 t は、XY平面上での動径 r 方位を意味する。また、上述の数式3における波面収差 $W(X, Y)$ を、パワー分布 $P(r, t)$ に置き換えて、上述と同様の処理を行い、パワー分布に相当するゼルニケ係数を求める。

【0044】(表示部230に表示される白色光MTFについて) つぎに、白色光MTF (Modulation transfer function) の算出について説明する。まず、MTFは、空間周波数の伝達特性を示す指標であって、光学系の性能を表現するために広く使われている。このMTFは、例えば、1度当たり、0~100本の正弦波状の濃淡格子に対する伝達特性を求めることで見え方を予測することが可能である。

【0045】まず、単色MTFを波面収差 $W(x, y)$ から算出する。なお、 $W(x, y)$ は、入力値(測定値)であって、角膜収差に関しては、角膜形状から求めた角膜波面収差を用いることもできる。瞳関数 $f(x, y)$ は、波面収差から以下のように求まる。

$$f(x, y) = e^{i k w(x, y)}$$

ここで、 i ：鏡像、 k ：波数ベクトル($2\pi/\lambda$)である。また、この瞳関数 $f(x, y)$ をフーリエ変換することにより、点像の振幅分布 $U(u, v)$ が求まる。

【0046】

【数12】

$$U(u, v) = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \exp \left[-\frac{i 2\pi}{R \lambda} (ux + vy) \right] dx dy$$

【0047】ここで、 λ ：波長、 R ：瞳から像点(網膜)までの距離、 (u, v) ：網膜上の像点Oを原点とし、光軸に直行する面内での網膜の座標値、 (x, y) ：光学系の瞳面内の座標値である。また、点像の振幅分布 $U(u, v)$ とその複素共役を掛けることにより、点像の強度分布(PSF) $I(u, v)$ が求まる。

$$I(u, v) = U(u, v) U^*(u, v)$$

さらに、点像の強度分布 $I(u, v)$ をフーリエ変換すると共に、いわゆる空間周波数変換である($R(r, s)$)規格化を行うことにより、OTF (Optical Transfer Function) が求まる。

【0048】

【数13】

*

$$R(r, s) = \int \int_{-\infty}^{\infty} I(u, v) e^{-i2\pi(ru+sv)} du dv$$

【0049】ここで、 r, s : 空間周波数領域の変数である。

$$OTF(u, v) = R(r, s) / |R(0, 0)|$$

また、OTFの大きさがMTFであるため、

$$MTF(r, s) = |OTF(u, v)|$$

が成り立つ。つぎに、上述のように求められた単色MTFに基づいて、白色光MTFを算出する。白色光MTF*

*を求めるには、まず、各波長でのMTFに重み付けをし、足し合わせる。ここで、上述のMTFは、波長ごとに値が異なるため、波長 λ でのMTFを MTF_{λ} と表すと、

【0050】

【数14】

$$MTF(r, s) = \frac{\int \omega_{\lambda} MTF_{\lambda}(r, s) d\lambda}{\int \omega_{\lambda} d\lambda}$$

【0051】ここでは、可視光に多く重み付けをし、計算を行う。具体的には、色の3原色(RGB)である赤、緑、青が、例えば、656.27nm:1、587.56nm:2、及び486.13nm:1であるとすると、

$$MTF(r, s) = (1 \times MTF_{656.27} + 2 \times MTF_{587.56} + 1 \times MTF_{486.13}) / (1 + 2 + 1)$$

となる。

【0052】また、白色光MTFは、一波長(840nm)のみで測定されるので、この測定結果に基づいて他の波長について校正を行い、白色に補正することにより求めてもよい。具体的には、各波長でのMTFは、眼の収差の場合、眼光学特性測定装置での測定波長が、例えば、840nmであるとき、模型眼により各波長840nmでの波面収差 $W_{840}(x, y)$ からのずれ量に相当する色収差 $W_{\lambda}(x, y)$ を測定し、この色収差 $W_{\lambda}(x, y)$ に $W_{840}(x, y)$ を足し合わせ、この波面収差によりMTFを算出することにより求められる。すなわち、

【0053】

$W_{\lambda}(x, y) = W_{840}(x, y) + W_{\Delta}(x, y)$ となる。さらに、角膜波面収差の場合、測定された角膜形状は波長に依存しないが、形状を波面収差に変換するときに使用する角膜の屈折率が波長に依存すること、瞳関数の式に波長がパラメータのひとつであることから、MTFがこの場合も波長に依存することになる。

【0054】(表示部230に表示される眼の収差表示部及び角膜収差表示部に含まれるStrehl比について) Strehl比(ここでは、S)は、上述のように求められた点像の強度分布であるPSFの中心強度I

(0, 0)を、無収差光学系の場合に得られるPSFの中心強度 $I_0(0, 0)$ で割ることにより、求められる。すなわち、

$$S = I(0, 0) / I_0(0, 0)$$

となる。

【0055】(表示部230に表示されるランドルト環、例えば、視力検査用のマークの表示、見え方について) 図4は、ランドルト環の表示に関するフローチャートである。まず、測定者(例えば、眼科医等)は、患者の視力を検査するために適宜の視力に応じた大きさを有するランドルト環を、上述のハルトマン板22に取り付ける。第1受光部23は、この取り付けられたランドルト環の大きさに基づいて、視力いくつのランドルト環であるかを判定する(S201)。このランドルト環のパターンを示す輝度分布関数 $Land(x, y)$ を求める(S203)。ここで、輝度分布関数 $Land(x, y)$ は、ハルトマン板22と第1受光部23との間でのXY座標のずれ(上述の撮影した生画像上に付与した矢印の長さをX方向、Y方向にそれぞれベクトル分解した値)に基づいて求められる。

【0056】つぎに、この輝度分布関数 $Land(x, y)$ に対して2次元フーリエ変換を行うことにより、 $FR(u, v)$ を求める(S205)。この $FR(u, v)$ と、既に求めた上述の $OTF(u, v)$ とをコンボリューションすることにより、眼の光学系通過後の周波数分布である $OR(u, v)$ を求める(S207)。この $OR(u, v)$ に対して2次元逆フーリエ変換を行うことにより、 $LandImage(X, Y)$ を求める(S209)。

【0057】このステップS209で求められた $LandImage(X, Y)$ は、表示部230の表示画面

上にグラフィック表示される(S211)。なお、ここでは、瞳孔の大きさが $\phi 3$ (明視野)、及び $\phi 7$ (暗視野)両方での「視力0.7ランドルト環の見え方」として表示されている。以下、上述の各要素を、まとめて、又は選択的に表示した第1~13表示例について説明する。但し、表示部230に表示される同一要素には同一符号を付し、重複する説明を省略する。

【0058】(第1の表示例)図5は、表示部230にグラフィック表示される第1の表示例を示す説明図である。表示部230には、例えば、撮影した生画像であるハルトマン像300と、眼の収差マップ310と、眼の収差表示部320と、白色光MTF表示330と、ランドルト環の見え方表示340とが表示される。なお、この表示部230には、例えば、患者の名前(ここでは、東京 光子)、測定時刻(ここでは、2000年3月2日午前8時4分)、複数の測定条件(ここでは、測定の種類である波面測定、被測定眼60の種類である無散瞳、測定波長である840nm、被測定眼60の測定範囲である $\phi 9$ mm)等が表示される。

【0059】ハルトマン像300は、例えば、患者の被測定眼60の網膜61からの反射光に基づいた画像であって、ここでは、患者のまぶた301も表示されている。また、ハルトマン像300は、ハルトマン板22を介して複数の略平行な光束が第1受光部23上に受光されたと仮定した場合の像点302と、網膜61からの反射光が、ハルトマン板22に開けられた透過部又は開口部を介して、概ね外側に広がった光束として第1受光部23上に受光された場合での領域点303とを含む。また、このハルトマン像300に表示されている実線304(始点を像点302、終点を領域点303の中心とする)を第1受光部23の縦横の座標軸に沿って、ベクトル分解した場合に得られる値は、光束の変位を数値化したものであって、上述のゼルニケ係数を求める際に必要とされる Δx 、 Δy に相当する。

【0060】眼の収差マップ310は、例えば、明視野での瞳孔(ここでは、 $\phi 3$ mm)を示す同心円311と、暗視野での瞳孔(ここでは、 $\phi 7$ mm)を示す同心円312と、光束のずれを考慮したゼルニケ係数から算出された波面収差を等高線で表示した複数の略楕円状の環313とを含む。なお、この眼の収差マップ310の外周縁には、例えば、 10° 毎の目盛り(0~360)が表示され、視覚的にも見易いようになっている。また、眼の収差マップ310の近傍には、被測定眼60の測定範囲に応じたスケール(例えば、 $1.0\mu\text{m}$ 毎、 $-5.0\sim 5.0$ の目盛り)314が表示される。

【0061】ここで、波面収差として、被測定眼の低次収差を含めた全ての収差、又は、高次(3次以上)の収差が必要に応じて表示される。この波面収差の表示は、必要に応じて、色彩や、濃度などを変えてグラフィック表示が行われる。また、全ての収差は、2次以上の収差

を初期値として表示するが、1次以上の収差を全収差として表示するよう選択することもできる。

【0062】眼の収差表示部320には、明視野(ここでは、 $\phi 3$ mm)及び暗視野(ここでは、 $\phi 7$ mm)での各種の数値データが表示される。具体的には、上述したゼルニケ係数を用いて算出された被測定眼60の収差成分(例えば、コマ様収差、球面様収差)であって、数値データである収差係数S3、S4、S5、S6、S3+S5、S4+S6、S3+S4+S5+S6と、上述の見易さの指標として使用される、いわゆるStrehl比の数値データと、 $1/\text{眼の焦点距離}$ である球面度数(ここでは、Sで表示され、単位D:いわゆるディオプター値)と、乱視度数(ここでは、Cで表示され、単位D)と、乱視軸(ここでは、Aで表示され、単位 $^\circ$)と、視力(ここでは、PVA)とがそれぞれ表示される。ここで、球面度数と乱視度はゼルニケ係数の2次項(S2)から求められる。なお、上述した眼の収差マップ310に表示される複数の略楕円状の環313は、これらの収差係数を考慮している。

【0063】白色光MTF表示330は、上述したように、正弦波格子などの見え方を示す指標であって、ここでは、横軸を空間周波数(cycle/deg)とし(例えば、 1° 当たり0~100本の黒線を施した場合に相当する値)、縦軸を白黒パターン見え方の程度(0~1)とするグラフとして表示される。具体的には、ここでは、明視野(ここでは、 $\phi 3$ mm)で視力0.9である場合でのグラフと、暗視野(ここでは、 $\phi 7$ mm)で視力0.7である場合でのグラフとが比較できるように、まとめて表示されている。なお、グラフ上での斜線は、正常範囲を示している。

【0064】ランドルト環の見え方表示340は、上述したように、視力検査用のマークが患者の網膜61上でどのように見えているのかを示している。ここでのランドルト環の見え方表示340は、例えば、明視野(ここでは、 $\phi 3$ mm)で、この測定結果である場合、視力0.7に対応するランドルト環は、ぼやけることなく細く良く見えており、暗視野(ここでは、 $\phi 7$ mm)で、この測定結果である場合、多少ぼやけるために太く見えていることを示している。

【0065】図6(a)は、第1の表示例に対する変形例を示す説明図(1)である。ここでは、第1の表示例での表示部230に対して、撮影した生画像であるハルトマン像300に、波面収差を測定するのに使用した像点の重心位置を、黒塗り三角形351として示したハルトマン像350を表示した例を示している。このハルトマン像350における図中、黒塗り三角形351は、ハルトマン板に設けられた格子点(小さな穴、開口又は透過部分)と測定された照射領域点の対応がとれているものであって、照射領域での重心位置に配置される。その重心位置は、照射強度と照射位置に基づき、いわゆるモ

ーメント法などの手法によって求めることができることを示す。

【0066】また、ここでは、第1の表示例での表示部230に対して、眼の収差マップ310に加えて、対応がとれ、測定結果の得られたハルトマン板に設けられた格子点をオーバーレイ表示した眼の収差マップ360を表示した例を示している。

【0067】図6(b)は、第1の表示例に対する変形例を示す説明図(2)である。ここでは、第1の表示例での表示部230に対して、撮影した生画像であるハルトマン像300それ自体355を表示した例を示している。

【0068】図7は、第1の表示例に対する変形例を示す説明図(3)である。ここでは、第1の表示例での表示部230に対して、眼の収差マップ310の代わりに、被測定眼60の測定範囲での3次元形状を示す俯瞰マップ370を表示した例を示している。俯瞰マップ370は、例えば、測定範囲φ9mmに於いて、瞳の中心点を原点とした平面用スケール(ここでは、-4.5~4.5)と、立体用スケール(ここでは、-5.0~+5.0μm)とを用いて3次元形状を表示している。なお、表示部2309では、上述のハルトマン像300、350と、眼の収差マップ310、360と、俯瞰マップ370とを用いて、適宜の表示パターンを選択して作成することができる。

【0069】また、上述の表示例によれば、明所時(瞳径小、例えば、φ3mm)、及び暗所時(瞳径大、例えばφ7mm)での収差係数の表示を行うことで、両者を比較することができる。また、例えば、眼科医、検査技師等が、表示された収差係数の値が大きく、何らかの対策(例えば、通院、入院等による治療)が必要であると判断する貴重なデータとなり得る数値データについては、注意度合いに応じて、例えば、正常値から離れていくにつれて、青→水色→黄緑→黄色→赤等のように色が変化するように表示することもできる。

【0070】また、白色光MTF表示330についても、明視野及び暗視野での両方の表示を行うことができる。また、測定によって得られた係数から矯正視力の表示を行ってもよい。さらに、この矯正視力に基づいてランドルト環の見え具合を推測したものを表示してもよい。また、収差の単位は、μm、nm、λ等のいずれかを選択できるようにしてもよい。また、両眼表示の選択を行えるようにしてもよい。

【0071】(第2の表示例)図8は、表示部230にグラフィック表示される第2の表示例を示す説明図である。表示部230には、例えば、プラチド測定の表示380と、角膜収差マップ390と、角膜収差表示部400と、白色光MTF(φ3、φ7mm)の表示330と、ランドルト環の見え方の表示340とが表示されている。なお、ここでの被測定眼60の測定範囲は、例え

ば、φ12mmである。

【0072】プラチド測定の表示380は、上述したように、アライメント調整が完了した後、複数の同心輪帯381からなるパターンを投影するプラチドリング41を用いて、第3光源51からの光束を、被測定眼60の角膜62上に照射すると共に、この複数の同心輪帯381を伴った角膜62からの反射光を、第2受光部35上で受光した受光信号に基づく表示である。また、ハルトマン板22を取り除くか調整することにより、受光部23で測定することも可能である。測定されたプラチドリング41の各座標における同心円からのずれをΔx、Δyとして、前述と同様にゼルニケ係数を算出し、さらに波面を算出することにより角膜収差を求めることができる。

【0073】角膜収差マップ390は、明視野での瞳孔(ここでは、φ3mm)を示す同心円311と、暗視野での瞳孔(ここでは、φ7mm)を示す同心円312と、光束のずれを考慮したゼルニケ係数から算出された角膜収差を表示した等高線391とを含む。なお、この角膜収差マップ390の外周縁には、例えば、10°毎の目盛り(0~360)が表示され、視覚的にも見易いようになっている。また、角膜収差マップ390の近傍には、被測定眼60の測定範囲(ここでは、φ12mm)に応じたスケール(例えば、1.0μm毎、-5.0~5.0の目盛り)314が表示される。

【0074】角膜収差表示部400は、上述の眼の収差マップ310に対して、1/(眼の焦点距離(単位メートル))である球面度数S、乱視度数C、及び乱視軸Aの代わりに、角膜のみを光学系としたときの度数である角膜収差(ここでは、Dで表示され、単位D)と、曲率半径mmと、軸方向(ここでは、Aで表示され、単位°)と、最大曲率半径となるところを示すHと、最小曲率半径となるところを示すVとが表示される。なお、眼の収差表示部230が眼全体(すなわち、網膜61)に基づいて算出されたものであるのに対し、角膜収差表示部400は角膜62だけにに基づいて算出されたものであるため、眼の収差表示部230、及び角膜収差表示部400に表示される具体的な数値データは、図示のように異なっている。

【0075】(第3の表示例)図9は、表示部230にグラフィック表示される第3の表示例を示す説明図である。ここでは、第2の表示例での表示部230に対して、プラチド測定の表示380の代わりに、角膜形状によるAxial Powerマップ410、Refractive Powerマップ420、Instantaneous Powerマップ430のうちいずれかを、まとめて、又は、選択的に表示させる。但し、ここでの測定範囲は、例えば、φ9mmであって、上述の角膜収差マップ390の測定範囲もこれと同等にして表示する。また、角膜形状によるPowerマップ410、420、430の近傍には、被測定眼60の測定範

用（ここでは、 $\phi 9\text{mm}$ ）に応じたスケール（例えば、 0.5D 毎、 $35.5\sim 52.0\text{ (D)}$ の目盛り）を表示してもよい（後述）。

【0076】（第4の表示例）図10は、表示部230にグラフィック表示される第4の表示例を示す説明図である。この表示部230には、例えば、眼の収差マップ310と、角膜収差マップ390と、この眼及び角膜の収差マップ310、390に基づいて算出された眼内（内部）収差マップ440と、眼内（内部）収差表示部450とが表示されている。また、眼内（内部）収差マップ440は、例えば、眼内（内部）収差マップ440に表示される眼内収差係数に基づいて表示される。この眼内収差係数は、例えば、眼の収差マップ310を表示させるための眼全体の収差係数から、角膜収差マップ390を表示させるための角膜収差係数を引くことにより算出される数値データである。この表示例によれば、眼内（内部）収差を表示することにより、眼の収差に与える角膜収差以外の影響を考慮することができる。

【0077】図11は、第4の表示例に対する変形例を示す説明図である。ここでは、第4の表示例での表示部230に対して、眼の収差マップ310、角膜収差マップ390、眼内（内部）収差マップ440に加えて、対応がとれ測定結果の得られたハルトマン板に設けられた格子点を各収差のカラーマップにオーバーレイ表示した、眼の収差マップ460、角膜収差マップ470、眼内（内部）収差マップ480をそれぞれ表示した例を示している。

【0078】図12は、角膜収差測定を示すフローチャートである。ここでは、特に、角膜収差測定の場合におけるゼルニケ係数の算出（S103）及びゼルニケ係数から波面算出（S105）について詳細に説明する。まず、第2受光部35からの信号に基づき、角膜頂点を基準とし、プラチドリリングの受光位置に応じて角膜形状の高さを示す角膜形状のマップ(Hight Map)のデータを算出する（S301）。ステップS301で求めた角膜形状になるべくフィットする参照球面の形状を算出する（S302）。これにより、ゼルニケ係数の算出精度の向上が図れる。測定範囲（例えば、 $\phi 3$ 、 $\phi 7$ ）に応じて必要な個所を求めれば足りる。

【0079】つぎに、角膜形状の成分から参照球面の成分を減算する（S303）。これにより、参照球面との相違のみの残差成分が求められる。ここで、参照球面の球面収差を算出する（S304）。ステップS303で求めた残差成分の波面収差を算出する（S305）。また、測定波面と参照球面の波面収差を合成したのちにゼルニケ係数を算出する第1測定モードと、ゼルニケ係数を測定波面と参照球面の波面収差のそれぞれの収差に対して求めて、ゼルニケ係数を合成する第2測定モードとの間で選択が行われる（S306）。ここで、第1測定モードの選択がされるとステップS307に進み、第2

測定モードが選択されるとステップS309に進む。

【0080】第1測定モードでは、ステップS304で求められた参照球面の波面収差と、ステップS305で求められた残差成分の波面収差を加えた後、それらの波面収差を角膜波面収差として求める（S307）。さらに、ステップS307で求められた角膜波面収差のゼルニケ係数を算出する（S308）。なお、このゼルニケ係数は、角膜収差を示している。これが終了すると、図3のステップS107に進み、表示モードが選択されその後の処理に進む。

【0081】一方、ステップS306において、第2測定モードが選択されると、参照球面の波面収差からゼルニケ係数を算出する（S309）。つぎに、ステップS305で求められた残差成分の波面収差からゼルニケ係数を算出する（S310）。ステップS309、S310で求められたゼルニケ係数を合成して、角膜収差を求める（S311）。これが終了すると、図3のステップS107に進み、表示モードが選択されその後の処理に進む。

【0082】（第5の表示例）図13は、表示部230にグラフィック表示される第5の表示例を示す説明図である。表示部230は、例えば、眼の収差と角膜の収差とを一括表示したものであって、眼の収差表示としては、上述の第1の表示例で示した撮影した生画像であるハルトマン像300（ここでは、Imageと表示し、詳細な画像は、省略する）と、少なくとも2次以上の収差を含む被検眼の全収差315と、3次以上の収差を含む高次収差316とを含み、さらに、角膜の収差表示としては、上述の第2の表示例で示したプラチド測定の表示であるプラチド像380（ここでは、Imageと表示し、詳細な画像は、省略する）と、上述の第3の表示例で示したAxial Power マップ410と、角膜高次収差マップ395とを含む。さらに、表示部230には、眼の収差と角膜の収差に対応した数値データを含む眼及び角膜の収差表示部490が表示される。

【0083】また、全収差315、及び高次収差316の表示形態は、第1の表示例で詳述した眼の収差マップ310と略同様であり、ここでは、その詳細な表示を省略する。また、角膜高次収差マップ395の表示形態は、第2の表示例で詳述した角膜収差マップ390と略同様であり、ここでは、その詳細な表示を省略する。また、ここでの各マップの近傍に表示されているスケール314は、第1の表示例で詳述したスケールと同一である。なお、スケール314スケールの単位は、適宜変更可能であって、例えば、全収差315のスケール単位としては、 $-5.0\sim 5.0\mu\text{m}$ だけでなく、 $-10.0\sim 10.0\mu\text{m}$ 、又は、 $-15.0\sim 15.0\mu\text{m}$ に設定してもよい。このように、スケール単位を変更することで、球面度数が大きいきの変化をわかりやすく表示することもできる。

【0084】また、Axial Power マップ 410 の近傍には、ディオプター値 (D) を示すスケール 319 が表示される。各マップの近傍に表示されているスケール 319 は、ここでは、第 2 の表示例で詳述したスケールと同一である。なお、スケール 319 のスケールの単位は、適宜変更可能であって、35.5~52.0 (D) に限らない。また、ここでは、角膜の Power map として、Axial Power マップ 410 を表示しているが、この Axial Power マップ 410 の代わりに、例えば、第 3 の表示例で示した Refractive Power 420、Instantaneous Power 430、及びゼルニケ係数から求めた後述する角膜の全収差の球面成分にあたる項の係数 C_{21} を眼の全収差を表すゼルニケ係数のうち球面成分にあたる項の係数 C_{21} に置き換えた 2 次以上もしくは 1 次以上 (選択可) の全収差を、選択的に表示するようにしてもよい。また、各収差マップの表示領域は、暗所時の瞳孔径 (例えば $\phi 6$) 又は、散瞳の瞳孔径 (例えば $\phi 8$) で算出された収差マップを表示するようにしてもよい。なお、角膜の Power map の表示領域は、変更することができる。

【0085】また、眼及び角膜の収差表示部 490 は、例えば、眼の収差表示については、第 1 の表示例で示した眼の収差表示部 320 に対応し、同じく、角膜の収差表示については、第 2 の表示例で示した角膜表示部 400 に対応している。但し、ここでは、後述する散瞳についての数値データも表示される。眼及び角膜の収差表示部 490 は、例えば、瞳の径に応じて、明所時、暗所時、散瞳として区分した数値データを表示する。なお、ここでは、適宜の数値データが表示されるため、具体的な数値は省略した。

【0086】ここで、明所時とは、いわゆる明所視 (photopic vision) であって、比較的高いレベルの輝度数 cd/m^2 以上の明るさで観察している状態、生理学的には、錐体だけでもものを見ている状態を意味する。暗所時とは、いわゆる暗所視 (scotopic) であって、暗く低い輝度レベル輝度数 (例えば、 $10^{-2} \text{cd}/\text{m}^2$) で観察している状態、生理学的には、主に桿体だけでもものを見ている状態を意味する。また、散瞳とは、いわゆるダイライト (dilate) であって、一般の暗所視よりも瞳孔径が更に拡大した状態を意味しており、例えば、被験者が暗所時よりもさらに暗い所で長時間過ごした場合、被験者の瞳が自然に暗所時よりも拡大する状態を意味する。なお、明所時、暗所時及び散瞳に対応する瞳孔径は、それぞれ変更することができる。また、散瞳の表示については、表示/非表示を選択することもできる。

【0087】また、全収差マップ 315 は、ここでは、少なくとも 2 次以上の収差としたが、1 次収差 (チルト) を含むことで、例えば、円錐角膜等、特殊な形状を表示することができる場合も想定されるので、1 次収差以上を全収差として表示してもよい。

【0088】(第 6 の表示例) 図 14 は、表示部 230

にグラフィック表示される第 6 の表示例を示す説明図である。表示部 230 は、例えば、眼の収差と角膜の収差とを選択的に表示したものであって、ここでは、説明の便宜上、眼の収差と角膜の収差表示の 2 つのパターンを兼用して示している。眼の収差表示としては、上述の第 1 の表示例で示した撮影した生画像であるハルトマン像 300 (ここでは、Image 385 と表示し、詳細な画像は、省略する) と、3 次以上の収差を含む高次収差 316 と、高次収差 316 に含まれる各高次収差を非対称収差と対称収差とにそれぞれ分けて表示したコマ様収差マップ 317、球面様収差マップ 318 と、球面成分に対応する波面収差 S のマップ 500 と、非点収差 (乱視成分) に対応する波面収差 C のマップ 510 とを含む。

【0089】また、角膜の収差としては、上述のハルトマン像 300 の代わりに、第 2 の表示例で示したブラチド測定が表示であるブラチド像 380 (ここでは、Image 385 と表示し、詳細な画像は、省略する) を表示する以外は、眼の収差表示と略同一であるため説明を省略する。なお、眼及び角膜の収差表示部 495 には、第 5 の表示例で示した眼及び角膜の収差をまとめて表示する眼及び角膜の収差表示部 490 に対して、眼の収差、又は、角膜の収差が選択的に表示される。

【0090】ここで、球面成分に相当する波面収差 S のマップ 500 は、例えば、第 2 駆動部 260 により第 1 受光光学系 20 が移動された移動量に対応するディオプター値 ($S_{m.o.t.o.r.}$) と、得られたハルトマン像 300 から求めた球面成分に対応するゼルニケ係数をディオプター値に換算した値とに基づいて、算出される。すなわち、

$$S = S_{m.o.t.o.r.} - 2C_{21} / (rc)^2$$

となる。ここで、 $S_{m.o.t.o.r.}$: 第 1 及び 2 駆動部 250、260 の移動量に対応するディオプター値、 rc : 解析してマップに表示する瞳孔径である。一方、この波面収差 S のマップ 500 を表示する場合には、第 1 受光光学系 20 が移動された移動量に対応するディオプター値 ($S_{m.o.t.o.r.}$) をゼルニケ係数に換算し、これにハルトマン像 300 から求めた球面成分に対応するゼルニケ係数を加えることで算出する。

【0091】図 15 は、第 6 の表示例に対する変形例を示す説明図である。ここでは、第 6 の表示例での表示部 230 に対して、球面成分に対応する波面収差 S のマップ 500、及び非点収差 (乱視成分) に対応する波面収差 C のマップ 510 の代わりに、第 5 の表示例で示した全収差マップ 315 と、全収差マップ 315 及び第 6 の表示例で示した高次収差マップ 316 から算出した点像強度分布 (PSF) 520 とを表示させると共に、高次収差マップ 316、コマ様収差マップ 317、及び球面様収差マップ 318 の表示位置を変更してそれぞれ表示した例を示している。

【0092】また、点像強度分布(PSF)520の表示は、3次以上の高次収差の影響を受けた点像強度分布(PSF)を表示するモードと、2次以上を含む全収差の点像強度分布(PSF)を表示するモードとを選択することができる。なお、眼及び角膜の収差表示部495は、第6の表示例と同一であり、説明を省略する。

【0093】(第7の表示例)図16は、表示部230にグラフィック表示される第7の表示例を示す説明図である。表示部230は、眼の収差と角膜の各収差を個別に表示するものであって、眼及び角膜の収差に関しては、その各収差を、例えば、球面成分、非点成分、コマ収差、矢状収差、残余収差としてそれぞれ表示させる。表示部230には、具体的には、第6の表示例で示した球面成分に対応する波面収差Sのマッピング500、非点収差(乱視成分)に対応する波面収差Cのマッピング510、コマ収差マッピング525、矢状収差マッピング530、3次球面収差マッピング540、5次非点収差マッピング550、5次球面収差マッピング560、残余収差マッピング570がそれぞれ表示される。なお、ここでの各波面収差の表示形態は、第1の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その詳細な表示は、省略する。

【0094】ここで、図18に戻って説明すると、波面収差Cのマッピング510は、3次非点収差の項目607に対応している。この波面収差マッピング510の近傍に表示されている、ゼルニケ収差係数(C=)、方向(Ax=)には、項目607に記述されているそれぞれの値が表示される。コマ収差マッピング525は、3次コマ収差の項目604に対応している。このコマ収差マッピング525の近傍に表示されている、収差係数の平均2乗誤差(RMS=)、方向(Ax=)には、項目604に記述されているそれぞれの値が表示される。矢状収差マッピング530は、矢状収差の項目605に対応している。この矢状収差マッピング530の近傍に表示されている、収差係数の平均2乗誤差(RMS=)、方向(Ax=)には、項目605に記述されているそれぞれの値が表示される。3次球面収差マッピング540は、3次球面収差の項目601に対応している。この3次球面収差マッピング540の近傍に表示されている、収差係数の平均2乗誤差(RMS=)には、項目601に記述されている値が表示される。

【0095】5次非点収差マッピング550は、5次非点収差の項目608に対応している。この5次非点収差マッピング550の近傍に表示されている、収差係数の平均2乗誤差(RMS=)、方向(Ax=)には、項目608に記述されているそれぞれの値が表示される。5次球面収差マッピング560は、5次球面収差の項目602に対応している。この5次球面収差マッピング560の近傍に表示されている、収差係数の平均2乗誤差(RMS=)には、項目602に記述されている値が表示される。残余収差マッピング570は、高次収差として利用したゼルニケ多項

式の各項以外の項(具体的には、Z40、Z44、Z50、Z51、Z52、Z53、Z54、Z55、Z60、Z61、Z62、Z64、Z65、Z66等)による収差の総和を意味する。

【0096】(第8の表示例)図17は、表示部230にグラフィック表示される第8の表示例を示す説明図である。表示部230は、眼の収差と角膜の各収差を選択的に表示するものであって、例えば、表示部230の上段には、ハルトマン像300、全収差マップ315、乱視+高次収差マップ580、高次収差マップ316が表示され、下段には、球面収差(各次数を含む)585、コマ収差(各次数を含む)590、高次非点収差(但し、乱視成分を除く)595、矢状収差マップ530が表示される。乱視+高次収差マップ580は、例えば、第5の表示例で示した高次収差マップ316と、第6の表示例で示した乱視成分に対応する波面収差のマッピング510とに基づいて表示される。球面収差585は、例えば、上述した次数の各球面収差に基づいて表示される。コマ収差590は、例えば、上述した次数の各コマ収差に基づいて表示される。高次非点収差595は、例えば、上述した次数の各高次非点収差に基づいて表示される(但し、乱数成分に対応する3次非点収差は除く)。

【0097】(第9の表示例)図22は、表示部230にグラフィック表示される第9の表示例を示す説明図である。表示部230では、例えば、角膜のレフラクティブパワーマップ(Refractive Power Map)610と、眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power Map)620と、これらの表示に関する数値データ表示部630とを表示する。この数値データ表示部630の表示要素としては、例えば、明所時、暗所時についての平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残余収差、総計が含まれる。なお、角膜のレフラクティブパワー610と、眼の屈折力分布620の表示形態としては、第1の表示例で詳述した眼の収差マップと同じ形態であり、その詳細な表示例は省略する。なお、単位は、D(ディオプター)である。また、これらの表示は、必要に応じて、モノクロ、又は、カラーコードマップとすることもできる。

【0098】(第10の表示例)図23は、表示部230にグラフィック表示される第10の表示例を示す説明図である。表示部230では、例えば、眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power Map)610と、眼の収差マップ(高次収差)640と、これらの表示に関する数値データ表示部650とを表示する。この数値データ表示部650の表示要素としては、例えば、明所時、暗所時についての平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残余収差、総計が含まれる。なお、眼の屈折力分布(Ocular Refractive Power Map)610と、眼の収差マップ(高次収差)640との表示形態としては、第1の表示例で示した眼の収差マップと同じ形

態であり、その詳細な表示例は省略する。また、これらの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。

【0099】（第11の表示例）図24は、表示部230にグラフィック表示される第11の表示例を示す説明図である。表示部230では、例えば、眼球内部の光学系屈折力分布(Ocular Internal Optics Refractive Power Map)660と、この表示に関する数値データ表示部670を表示する。この数値データ表示部670の表示要素としては、例えば、明所時、暗所時についての平均10 パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残差収差、総計を含む。なお、ここでの眼球内部の光学系屈折力分布660の表示形態としては、第1の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その表示例は省略する。また、眼球内部の光学系屈折力分布660は、例えば、第9の表示例で示した眼の屈折力分布620から角膜のレフラクティブパワーマップ610との差として求めることができる。なお、ここでの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。

【0100】（第12の表示例）図25は、表示部230にグラフィック表示される第12の表示例を示す説明図である。表示部230では、例えば、眼球内部の光学系屈折力分布(Ocular Internal Optics Refractive Power Map)660と、眼球内部の収差分布(Ocular Internal Optics Aberration Map)675と、この表示に関する数値データ表示部680を表示する。この数値データ表示部680には、図中に示すように、各種の表示要素を含む。また、ここでの分布の表示形態としては、第130 の表示例で示した眼の収差マップと同じ形態であり、その表示例は省略する。また、眼球内部の光学系屈折力分布660は、第11の表示例で示した分布と同様である。また、眼球内部の収差分布(Ocular Internal Optics Aberration Map)は、第4の表示例で示した眼内収差440と同様である。なお、ここでの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。

【0101】（第13の表示例）図26は、表示部230にグラフィック表示される第13の表示例を示す説明図である。表示部230では、例えば、角膜のアキシャルパワーマップ(Axial Power Map)685と、インスタンテニアスパワーマップ(Instantaneous Power Map)690と、この表示に関する数値データ表示部695とを表示する。この数値データ表示部695の表示要素としては、明所時、暗所時、角膜全体として、例えば、平均パワー、球面収差、コマ収差、非点収差、矢状収差、残差収差、総計を含む。また、ここでの角膜のアキシャルパワーマップ(Axial Power Map)685と、インスタンテニアスパワーマップ(Instantaneous Power Map)690の表示形態は、第1の表示例で示した眼の収差マ

ップと同じ形態であり、その表示例は省略する。また、ここでの表示は、必要に応じて、モノクロ又はカラーコードマップとすることもできる。なお、上述の各数値データ表示部に表示される明所時、暗所時、角膜全体を解析するゆの値は、適宜設定することができる。

【0102】このように、本実施の形態による光学特性測定装置100では、例えば、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データを、必要に応じてまとめて、又は、選択的に、表示部230上にグラフィック表示することができる。なお、上述の各表示例で示したハルトマン像や収差図には、すべて前眼部像、解析に用いることのできたスポット重心位置、このスポット重心位置に対応する参照格子点を、それぞれ重ね合わせて表示することもできる。

【0103】

【発明の効果】本発明によると、以上説明した通り、複数の条件下で求めた測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的に表示することができる。また、本発明によると、被測定眼の全体、角膜、眼内に対して、測定データ（測定結果）、測定結果に対応する画像データ及び／又は数値データをまとめて、又は、選択的にそれぞれ表示することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明に関する光学特性測定装置100の概略光学系を示す図。

【図2】本発明に関する光学特性測定装置100の電気的構成を示す電気系ブロック図。

【図3】本発明に関する光学特性測定装置100のフローチャート。

【図4】ランドルト環の表示に関するフローチャート。

【図5】表示部230にグラフィック表示される第1の表示例を示す説明図。

【図6】第1の表示例に対する変形例を示す説明図(1)、(2)。

【図7】第1の表示例に対する変形例を示す説明図(3)。

【図8】表示部230にグラフィック表示される第2の表示例を示す説明図。

【図9】表示部230にグラフィック表示される第3の表示例を示す説明図。

【図10】表示部230にグラフィック表示される第4の表示例を示す説明図。

【図11】第4の表示例に対する変形例を示す説明図。

【図12】角膜収差測定を示すフローチャート。

【図13】表示部230にグラフィック表示される第5の表示例を示す説明図。

【図14】表示部230にグラフィック表示される第6の表示例を示す説明図。

【図15】第6の表示例に対する変形例を示す説明図。

【図16】表示部230にグラフィック表示される第7の表示例を示す説明図。

【図17】表示部230にグラフィック表示される第8の表示例を示す説明図。

【図18】ゼルニケ係数 C_{ij} による各収差の表現形式600を示す図。

【図19】ゼルニケの多項式 Z_{ij} の極座標表示による収差への分類を示す図。

【図20】ゼルニケの多項式 Z_{ij} のXY座標表示による収差への分類を示す図。

【図21】形状、Power算出についての説明図。

【図22】表示部230にグラフィック表示される第9の表示例を示す説明図。

【図23】表示部230にグラフィック表示される第10の表示例を示す説明図。

【図24】表示部230にグラフィック表示される第11の表示例を示す説明図。

【図25】表示部230にグラフィック表示される第1

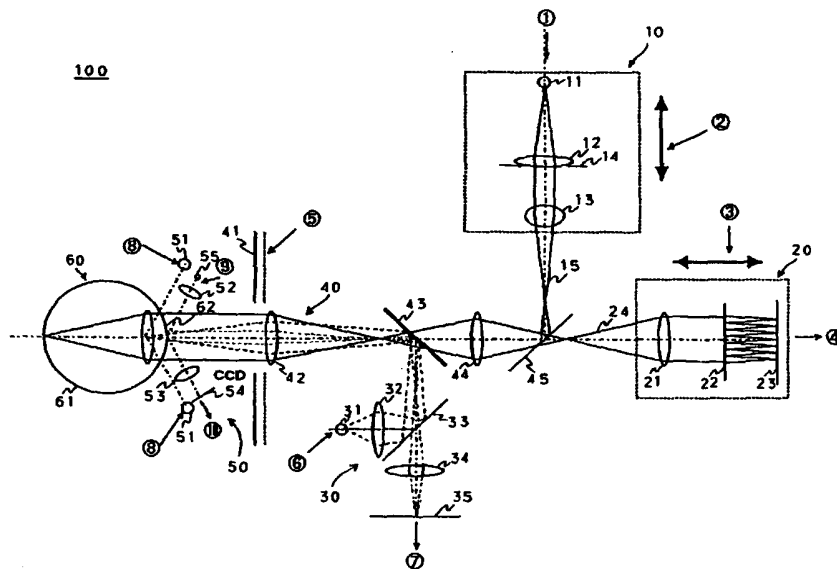
2の表示例を示す説明図。

【図26】表示部230にグラフィック表示される第13の表示例を示す説明図。

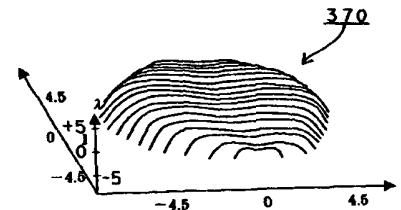
【符号の説明】

- 10 第1照明光学系
- 11、31、51、55 第1～4光源部
- 12、32、34、44、52、53 集光レンズ
- 20 第1受光光学系
- 21 コリメートレンズ
- 22 ハルトマン板
- 23、35、54 第1～3受光部
- 30 送受光光学系
- 33、43、45 ビームスプリッター
- 40 共通光学系
- 41 プラチドリリング
- 42 アフォーカルレンズ
- 50 調整用光学系
- 60 被測定眼
- 100 光学特性測定装置

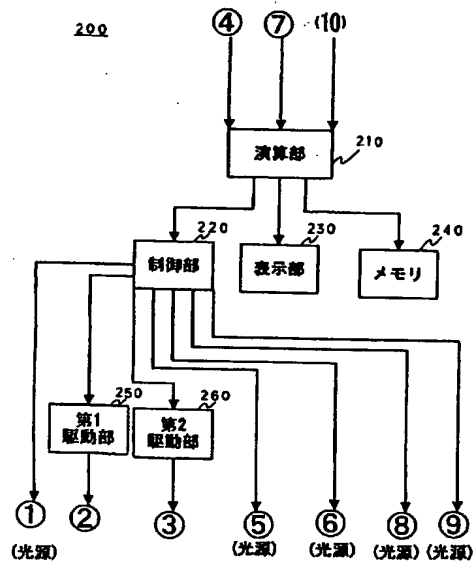
【図1】



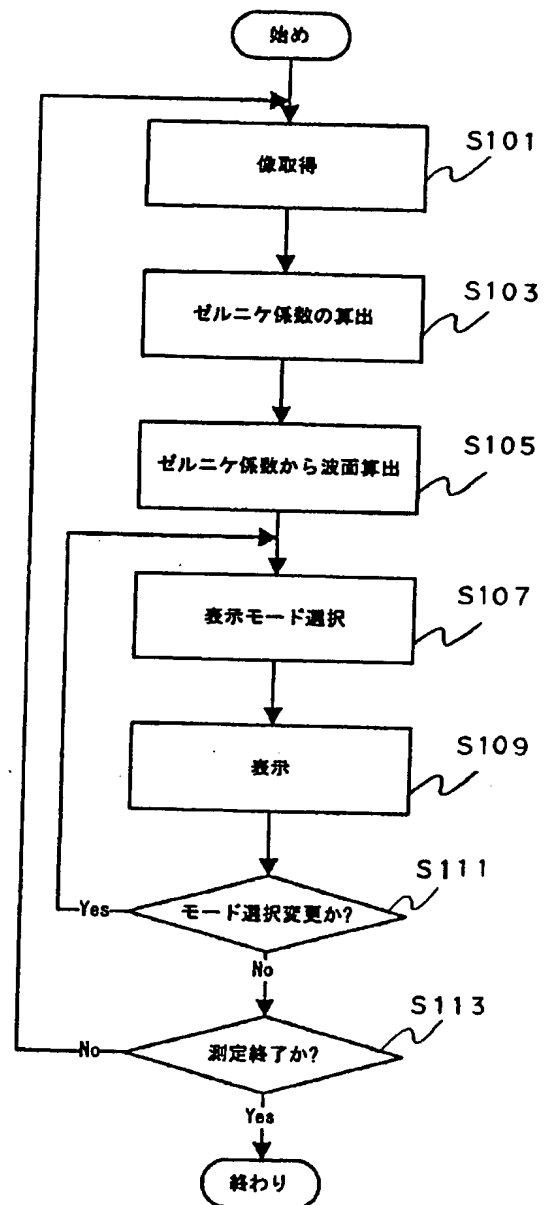
【図7】



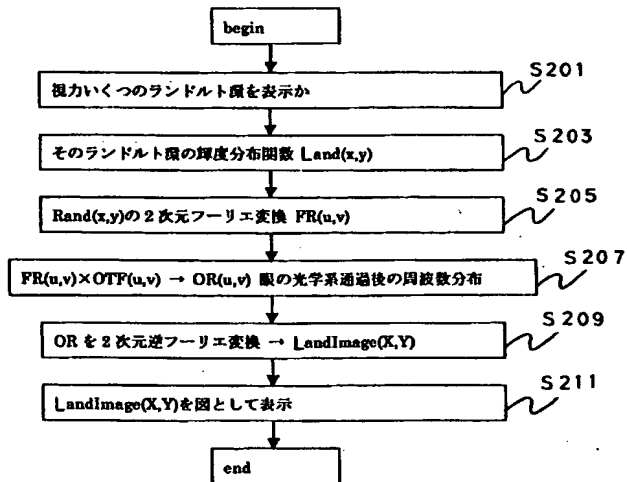
【図2】



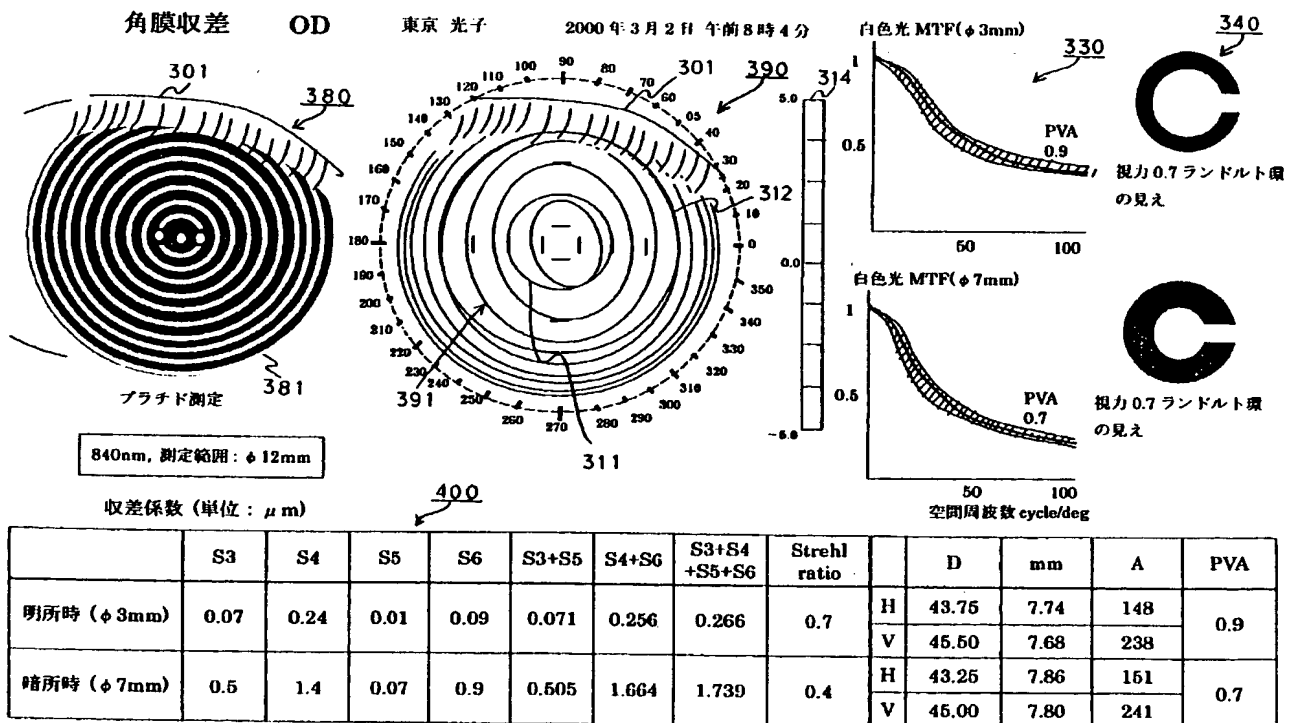
【図3】



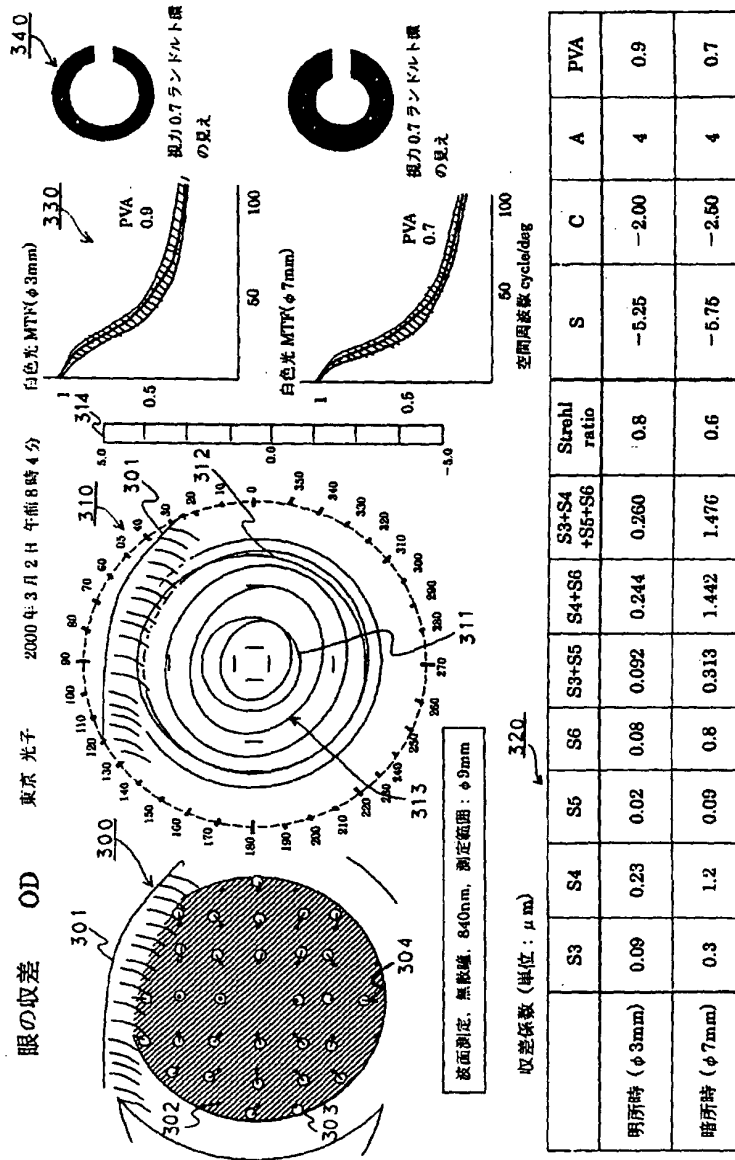
【図 4】



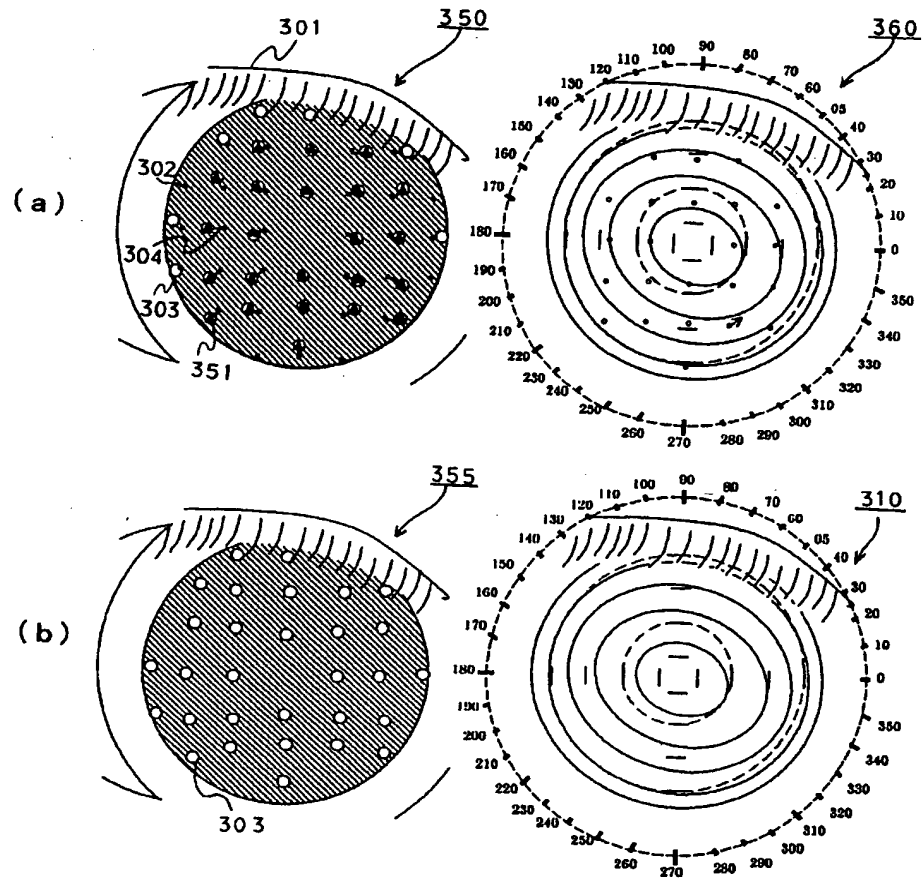
【図 8】



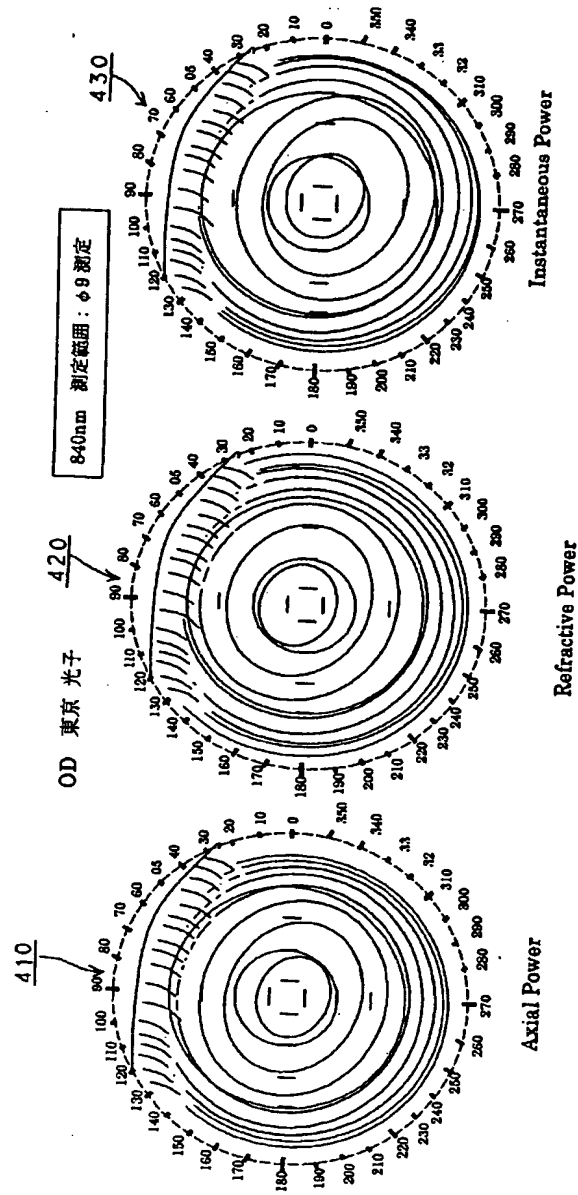
【図5】



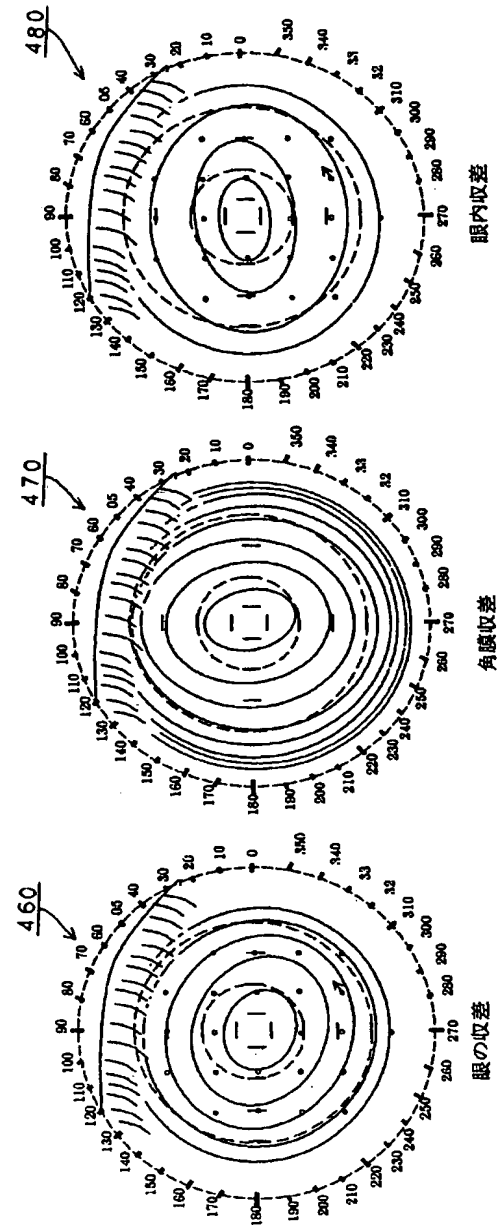
【図6】



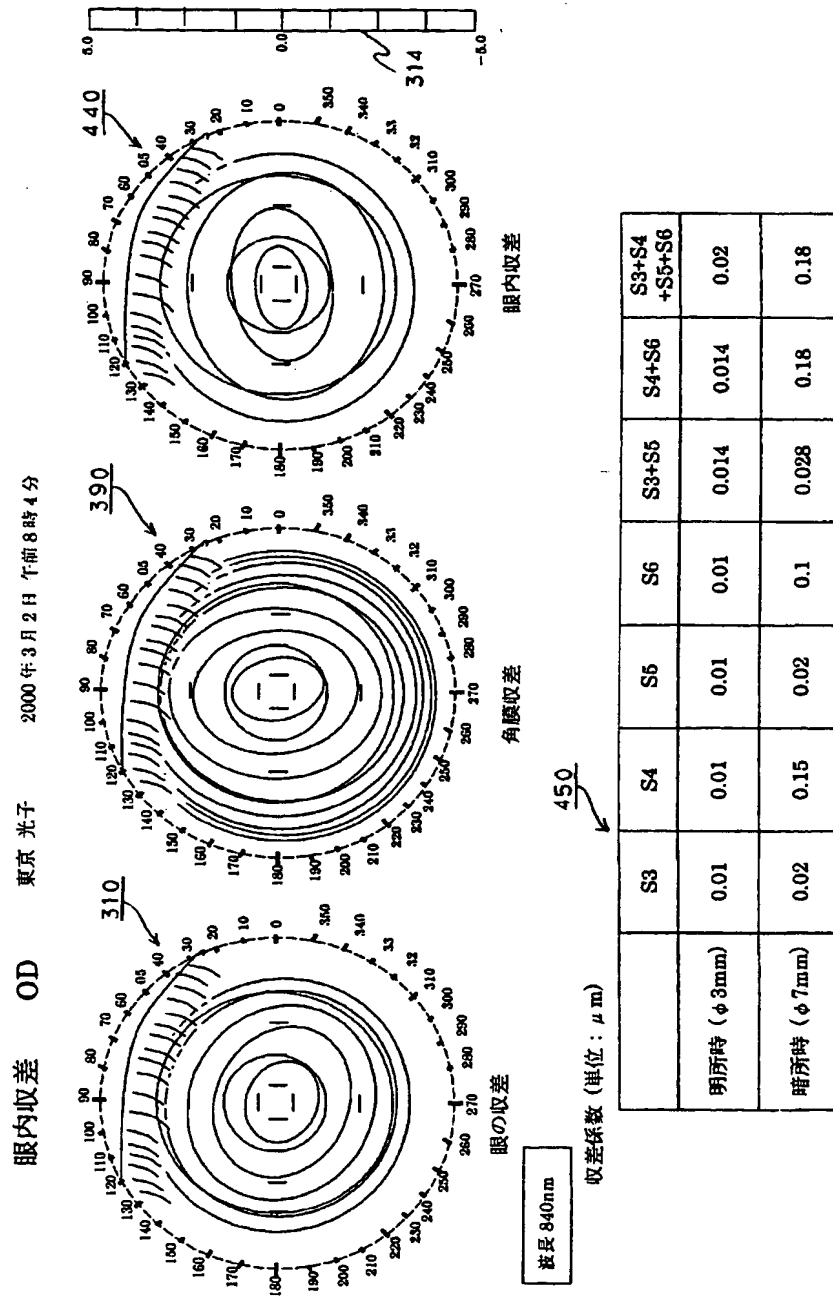
【図 9】



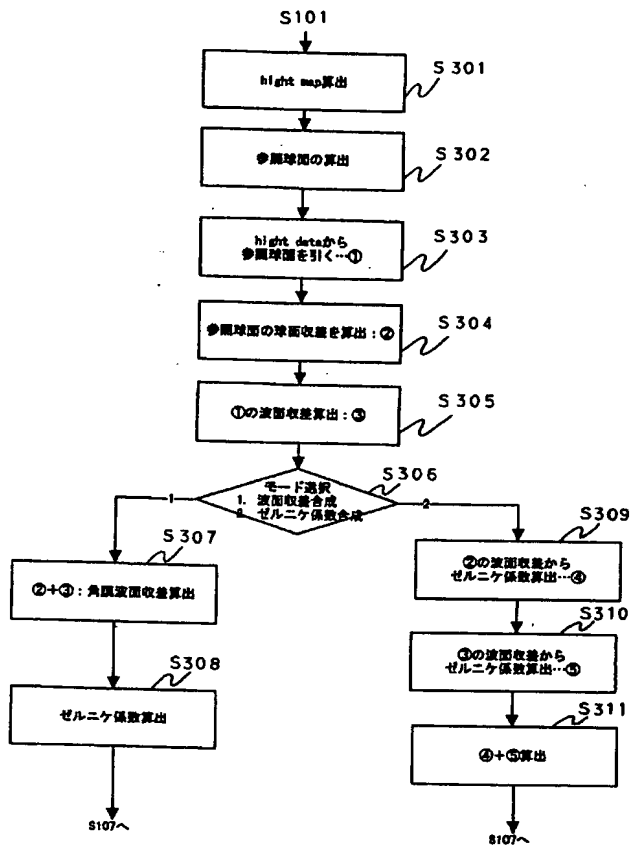
【図 11】



【図10】



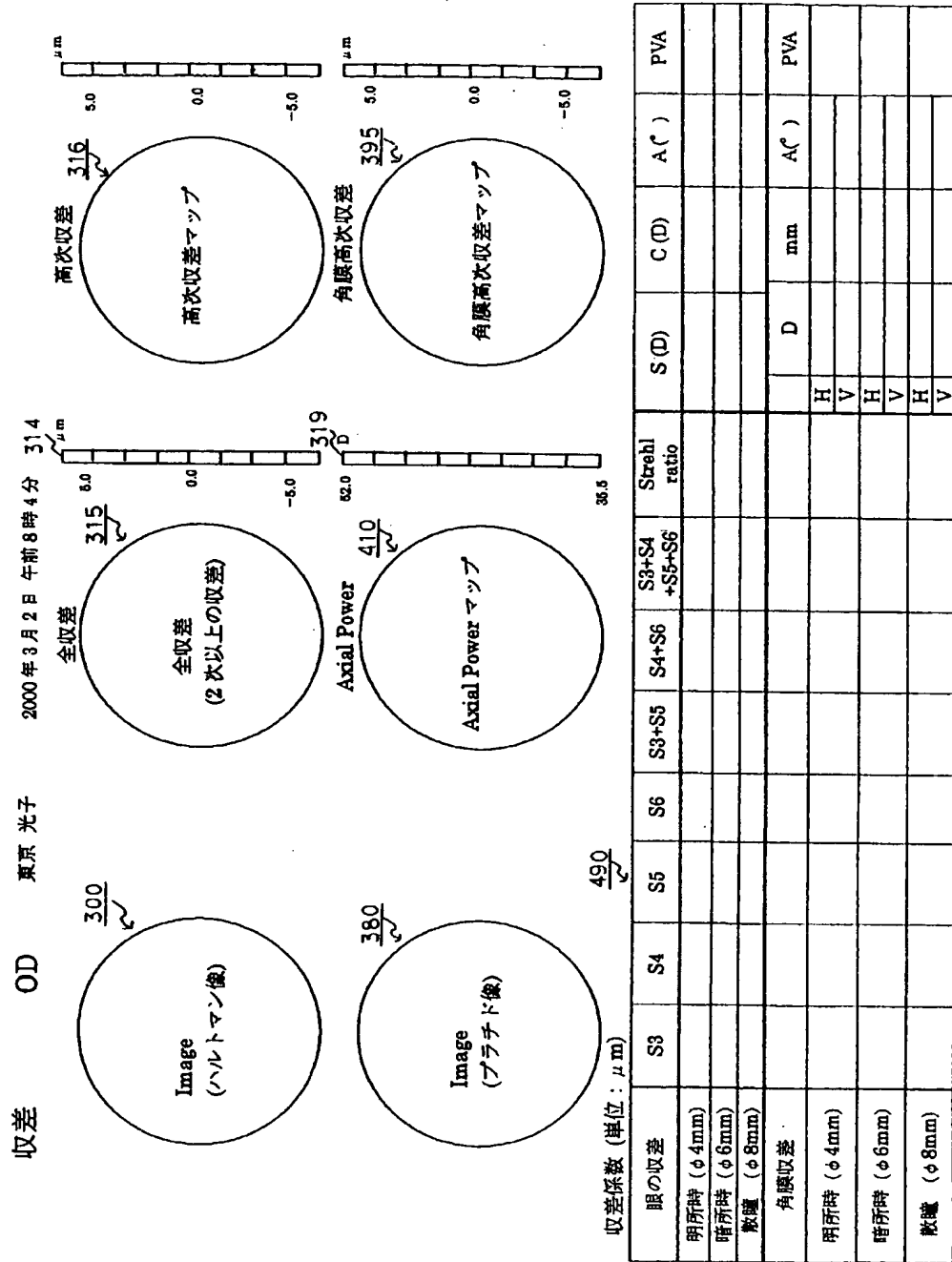
【図12】



【図19】

i	j	
0	0	1
1	0	$r \sin(t)$
1	1	$\cos(t) r$
2	0	$r^2 \sin(2t)$
2	1	$2r^2 - 1$
2	2	$r^2 \cos(2t)$
3	0	$r^3 \sin(3t)$
3	1	$(3r^3 - 2r) \sin(t)$
3	2	$(3r^3 - 2r) \cos(t)$
3	3	$r^3 \cos(3t)$
4	0	$r^4 \sin(4t)$
4	1	$(4r^4 - 3r^2) \sin(2t)$
4	2	$6r^4 - 6r^2 + 1$
4	3	$(4r^4 - 3r^2) \cos(2t)$
4	4	$r^4 \cos(4t)$
5	0	$r^5 \sin(5t)$
5	1	$(5r^5 - 4r^3) \sin(3t)$
5	2	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \sin(t)$
5	3	$(10r^5 - 12r^3 + 3r) \cos(t)$
5	4	$(5r^5 - 4r^3) \cos(3t)$
5	5	$r^5 \cos(5t)$
6	0	$r^6 \sin(6t)$
6	1	$(6r^6 - 5r^4) \sin(4t)$
6	2	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \sin(2t)$
6	3	$20r^6 - 30r^4 + 12r^2 - 1$
6	4	$(15r^6 - 20r^4 + 6r^2) \cos(2t)$
6	5	$(6r^6 - 5r^4) \cos(4t)$
6	6	$r^6 \cos(6t)$

【图 1 3】



[illegible]

Image
(ハルトマン像もしくは
プラチド像)

全収差

対称収差

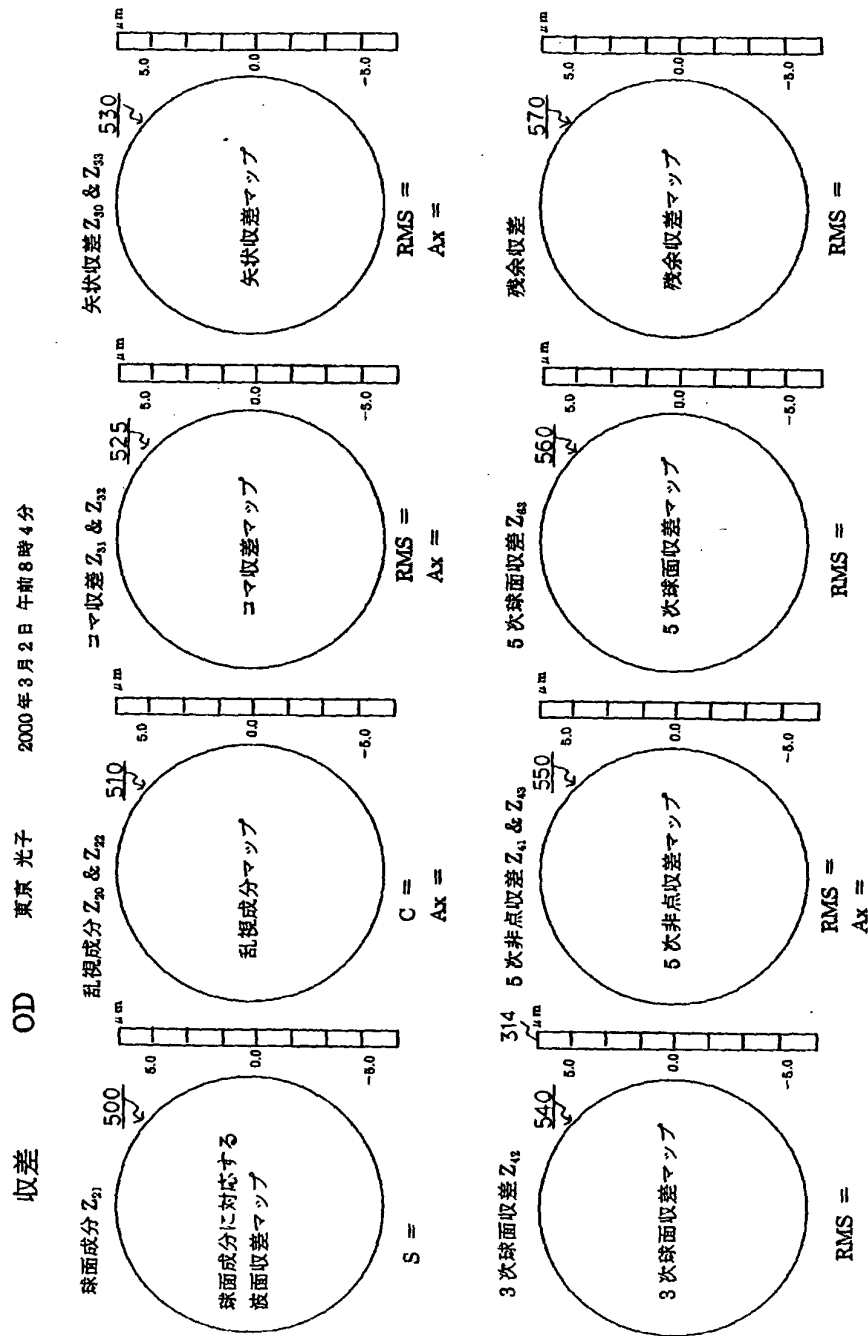
非対称収差

	S3	S4	S5	S6	S3+S5	S4+S6	S3+S4 +S5+S6	Strehl ratio	S(D)	C(D)	A(°)	PVA
明所時 (φ 4mm)												
暗所時 (φ 6mm)												
散瞳 (φ 8mm)												

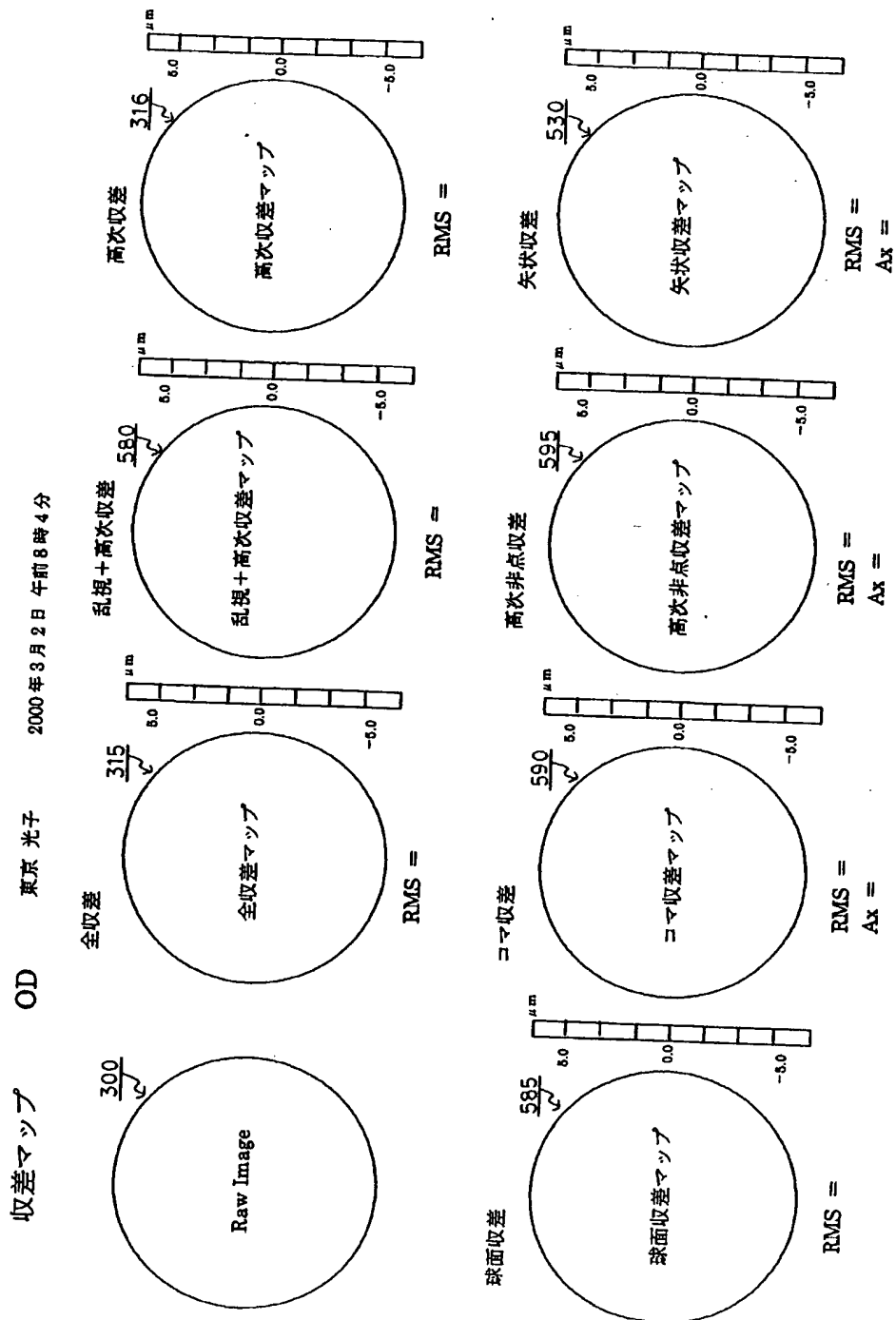
収差 OD 東京光子 2000年3月2日 午前8時4分

495
c 収差係数 (単位: μm)

【図16】



【図17】



【図18】

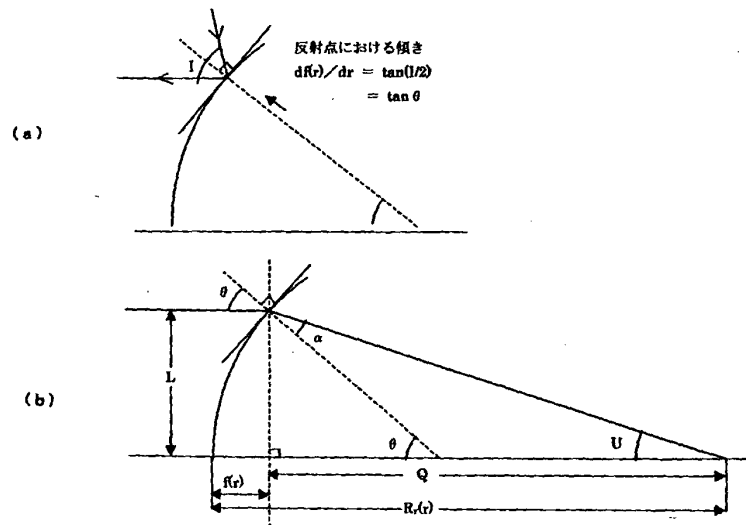
600

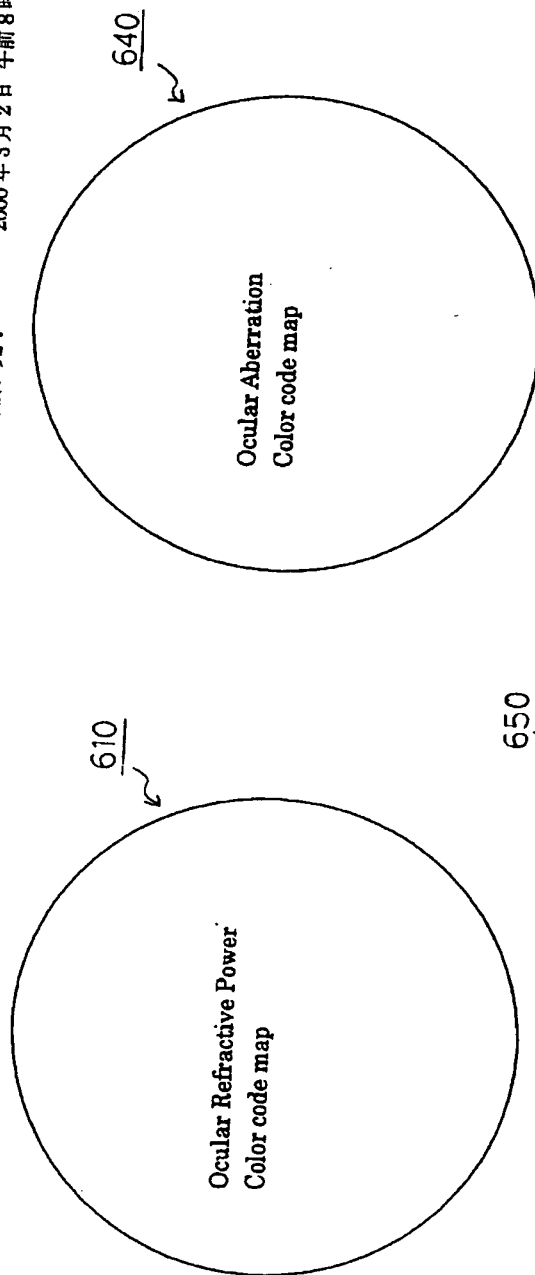
	名称	ゼルニケ収差係数	方向 Ax (x 軸から ccw)	RMS の平方
601	3 次球面収差	C_{42}		$\frac{1}{5} C_{42}$
602	5 次球面収差	C_{63}		$\frac{1}{7} C_{63}$
603	7 次球面収差	C_{84}		$\frac{1}{3} C_{84}$
604	3 次コマ収差	$\sqrt{C_{31}^2 + C_{32}^2}$	$\tan^{-1} \left(-\frac{C_{31}}{C_{32}} \right) + 90^\circ$	$\frac{1}{2\sqrt{2}} \sqrt{C_{31}^2 + C_{32}^2}$
605	矢状収差	$\sqrt{C_{30}^2 + C_{33}^2}$	$\frac{1}{3} \tan^{-1} \left(-\frac{C_{30}}{C_{33}} \right) + 90^\circ$	$\frac{1}{2\sqrt{2}} \sqrt{C_{30}^2 + C_{33}^2}$
606	5 次コマ収差	$\sqrt{C_{52}^2 + C_{53}^2}$	$\tan^{-1} \left(-\frac{C_{52}}{C_{53}} \right) + 90^\circ$	$\frac{1}{2\sqrt{3}} \sqrt{C_{52}^2 + C_{53}^2}$
607	3 次非点収差	$\sqrt{C_{20}^2 + C_{22}^2}$	$\frac{1}{2} \tan^{-1} \left(-\frac{C_{20}}{C_{22}} \right) + 90^\circ$	$\frac{1}{\sqrt{6}} \sqrt{C_{20}^2 + C_{22}^2}$
608	5 次非点収差	$\sqrt{C_{41}^2 + C_{43}^2}$	$\frac{1}{2} \tan^{-1} \left(-\frac{C_{41}}{C_{43}} \right) + 90^\circ$	$\frac{1}{\sqrt{10}} \sqrt{C_{41}^2 + C_{43}^2}$

【図20】

i	j	
0	0	1
1	0	y
1	1	x
2	0	$2yx$
2	1	$2x^2 + 2y^2 - 1$
2	2	$x^2 - y^2$
3	0	$3yx^2 - y^3$
3	1	$3yx^2 + 3y^3 - 2y$
3	2	$3x^3 + 3xy^2 - 2x$
3	3	$x^3 - 3xy^2$
4	0	$4yx^3 - 4y^3x$
4	1	$8yx^3 + 8y^3x - 6yx$
4	2	$6x^4 + 12x^2y^2 + 6y^4 - 6x^2 - 6y^2 + 1$
4	3	$4x^4 - 4y^4 - 3x^2 + 3y^2$
4	4	$x^4 - 6x^2y^2 + y^4$
5	0	$5yx^4 - 10y^3x^2 + y^5$
5	1	$15yx^4 + 10y^3x^2 - 5y^5 - 12yx^2 + 4y^3$
5	2	$10yx^4 + 20y^3x^2 + 10y^5 - 12yx^2 - 12y^3 + 3y$
5	3	$10x^5 + 20x^3y^2 + 10xy^4 - 12x^3 - 12xy^2 + 3x$
5	4	$5x^5 - 10x^3y^2 - 15xy^4 - 4x^3 + 12xy^2$
5	5	$x^5 - 10x^3y^2 + 5xy^4$
6	0	$6yx^5 - 20y^3x^3 + 6y^5x$
6	1	$24yx^5 - 24y^5x - 20yx^3 + 20y^3x$
6	2	$30yx^5 + 60y^3x^3 + 30y^5x - 40yx^3 - 40y^3x + 12yx$
6	3	$20x^6 + 60x^4y^2 + 60x^2y^4 + 20y^6 - 30x^4 - 60x^2y^2 - 30y^4 + 12x^2 + 12y^2 - 1$
6	4	$15x^6 + 15x^4y^2 - 15x^2y^4 - 15y^6 - 20x^4 + 20y^4 + 6x^2 - 6y^2$
6	5	$6x^6 - 30x^4y^2 - 30x^2y^4 + 6y^6 - 5x^4 + 30x^2y^2 - 5y^4$
6	6	$x^6 - 15x^4y^2 + 15x^2y^4 - y^6$

【図 21】

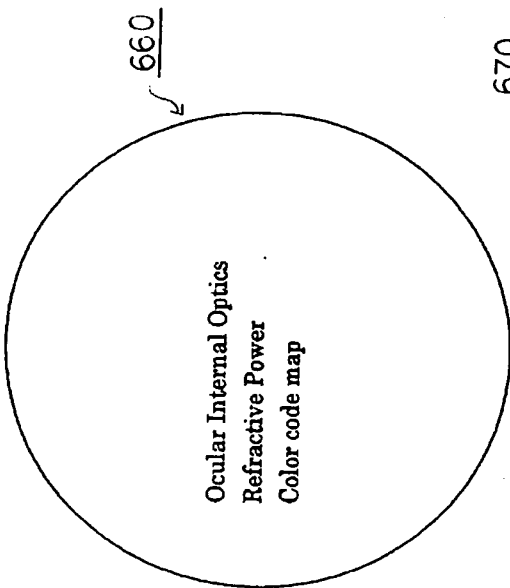




【図23】

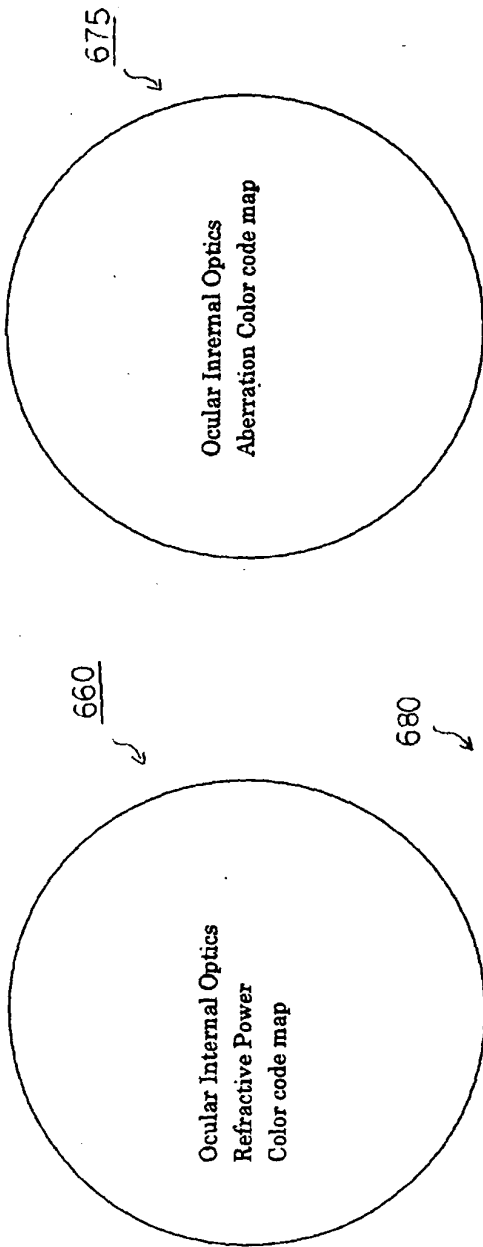
650

Zernike 係数 (RMS in Diopter)		Ocular Refractive power analysis		Zernike 係数 (RMS in μ m)	Ocular Aberration analysis	
		平均 power	明所時 (ϕ 3 mm)		明所時 (ϕ 3 mm)	暗所時 (ϕ 7 mm)
				球面度		
		球面収差		乱視度		
		コマ収差		軸角度		
		非点収差		球面収差		
		矢状収差		コマ収差		
		残余収差		非点収差		
		Total		矢状収差		
				残余収差		
				Total		



	Ocular Internal Optics Refractive power analysis	
	明所時 (φ 3 mm)	暗所時 (φ 7 mm)
平均 power		
Zernike 係数 (RMS in Diopter)	球面収差	
	コマ収差	
	非点収差	
	矢状収差	
	残余収差	
	Total	

【図 2 4】



【図 2 5】

(36)

特開2002-204784

		Ocular Internal Optics			Ocular Internal Optics	
		Refractive power analysis	Aberration analysis		明所時	暗所時
Zernike 係数 (RMS in Diopter)	平均 power	明所時 (φ 3 mm)	暗所時 (φ 7 mm)	Zernike 係数 (RMS in μm)	球面度	
					乱相度	
	球面収差				軸角度	
	コマ収差				球面収差	
	非点収差				コマ収差	
	矢状収差				非点収差	
	残余収差				矢状収差	
	Total				残余収差	
					Total	

【図 26】

